

**Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen Zahn
und einem sich in der Entwicklung befindenden
kunststoffmodifizierten Glasionomerzement nach
Kontamination mit künstlichem Speichel**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Léon Cöln

aus Mechernich

2026

Angefertigt mit der Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Prof. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm

2. Gutachterin: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Sabine Linsen

Tag der mündlichen Prüfung: 16.03.2026

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde

Meinen Eltern und Großeltern in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis.....	7
1.	Einleitung.....	8
1.1	Einführung in die Restauration der Dentition	8
1.2	Einführung in die Glasionomerzemente.....	8
1.2.1	Konventionelle Glasionomerzemente (GIZ).....	9
1.2.2	Metallverstärkte Glasionomerzemente (MGIZ).....	10
1.2.3	Hoch visköse Glasionomerzemente (HGIZ)	11
1.2.4	Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente (KGIZ).....	12
1.3	Haftmechanismen Zahn und dentaler Werkstoff.....	12
1.3.1	Chemische Haftung	13
1.3.2	Mikroretentive Haftung.....	13
1.3.3	Makroretentive Haftung	14
1.4	Speichel und dessen Zusammensetzung und Funktion	14
1.4.1	Einfluss des Speichels auf Haftwerte von Glasionomerzementen	16
1.5	Scherhaftfestigkeit	16
2.	Material und Methoden.....	18
2.1	Studienaufbau.....	18
2.2	Auswahl und Vorbehandlung der extrahierten Zähne.....	19
2.3	Testgruppe: experimenteller KGIZ (Dentsply Sirona, Bensheim)	20
2.4	Kontrollgruppe: Ketac™ Cem Plus Automix (Fa. 3M, Neuss)	20
2.5	Künstlicher Speichel	21
2.6	Herstellung der Zahnblöcke.....	21
2.7	Vorbereitung der Metall-Stäbchen	24
2.8	Applikation der Metall-Stäbchen	26
2.9	Scherhaftfestigkeits-Versuch	28
2.10	Statistische Analyseverfahren.....	29
3.	Ergebnisse.....	31
3.1	Adhäsionswerte der verschiedenen Versuchsgruppen.....	31
3.1.1	Testgruppe a).....	31
3.1.2	Testgruppe b).....	32

3.1.3	Testgruppe c)	33
3.1.4	Kontrollgruppe a)	34
3.1.5	Kontrollgruppe b)	35
3.1.6	Kontrollgruppe c)	36
3.2	Relative Abweichungen der Versuchsgruppen	37
3.3	Statistische Auswertung.....	38
4.	Diskussion.....	46
4.1	Material- und Methodendiskussion	46
4.2	Ergebnisdiskussion	49
4.3	Stärken und Schwächen	51
5.	Zusammenfassung	52
6.	Anhang.....	54
6.1	Materialliste.....	54
6.2	Randomisierungstabelle	56
6.3	Zusammensetzung der Materialien	57
6.4	Messergebnisse der einzelnen Proben	58
7.	Abbildungsverzeichnis.....	60
8.	Tabellenverzeichnis	61
9.	Literaturverzeichnis.....	62
10.	Erklärung zum Eigenanteil.....	67
11.	Danksagung	68

Abkürzungsverzeichnis

A	Kreisfläche
Abb.	Abbildung
ART	atraumatische restaurative Therapie
CAD/CAM	Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing
E-Modul	Elastizitätsmodul
GIZ	Glasionomerzement
Gl.	Glandula
HEMA	Hydroxyl-Ethyl-Methacrylat
HGIZ	hoch visköser Glasionomerzement
KGIZ	kunststoffmodifizierter Glasionomerzement
MGIZ	metallverstärkter Glasionomerzement
Nr.	Nummer
Rnd	zufällig
SBS	Shear Bond Strength
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglykoldimethacrylat

1. Einleitung

1.1 Einführung in die Restauration der Dentition

Karies ist eine der am weitesten verbreiteten Krankheiten der Menschen. Um ein Fortschreiten der Krankheit und damit Schmerzen und eventuell sogar Zahnverlust zu verhindern, ist eine adäquate Therapie nötig. Diese besteht in der Regel in der Entfernung von geschädigtem Gewebe und einer darauffolgenden Restauration der hergestellten Kavität.

Nach der invasiven Behandlung eines geschädigten Zahnes ist das Ziel einer Restauration, sowohl die Ästhetik als auch die Funktion des Zahnes wiederherzustellen. Um dies zu erreichen, können diverse restaurative Techniken angewandt werden, welche primär in direkte und indirekte Restaurationen unterteilt werden. Direkte Restaurationen, die Materialien wie Komposite, Glasionomerzemente oder Amalgam umfassen, zeichnen sich besonders durch ihre substanzschonende Präparation, ihre einfache Handhabung und ihre Wirtschaftlichkeit aus. Im Gegensatz dazu überzeugen indirekte Restaurationen, wie Kronen, Brücken oder Inlays, vor allem durch ihre ansprechende Optik und ihre Langlebigkeit (Alshargawi et al., 2024).

1.2 Einführung in die Glasionomerzemente

Glasionomerzemente sind in den späten 1960er Jahren mit der Absicht entwickelt worden, ein zahnfarbenes Füllungsmaterial herzustellen, das bessere Eigenschaften als die Silikatzemente aufweisen sollte. Sie waren als Material zur Versorgung von abrasionsbedingten Klasse-V-Kavitäten vorgesehen. Durch die sich stetig verbessernden physikalischen und ästhetischen Eigenschaften sind die Glasionomerzemente mittlerweile auch für weitreichendere klinische Situationen geeignet (Knibbs, 1988). Zu den heutigen Hauptindikationen gehören rein Dentin- bzw. Zementbegrenzte Wurzeloberflächenkaries und die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit zervikaler Begrenzung im Zement oder Dentin (Hellwig et al., 2018). Angesichts des zunehmenden Indikationsspektrums werden Glasionomerzemente abhängig von Ihrer klinischen Funktion in drei Typen eingeteilt: Typ 1 Befestigungszemente, sie enden in der Regel auf „-cem“; Typ 2 Füllungszemente, besitzen die Endung „-fill“ und Typ 3, Unterfüllungszemente mit der Endung „-bond“ (Sidhu et al., 2016). Bei

Glasionomerzementen handelt es sich um ein für Dentalzemente übliches Pulver-Flüssigkeit-Gemisch, welches durch Säure-Base-Reaktion aushärtet. Die Haftung an den Zahnhartsubstanzen findet chemisch statt (Hellwig et al., 2018). Der Begriff „Glasionomer“ wurde ursprünglich in frühen Veröffentlichungen verwendet, ist jedoch nicht die korrekte Bezeichnung. Die offizielle Bezeichnung nach der internationalen Organisation für Normung (ISO) lautet „Glas-Polyalkenoat-Zement“ (ISO 9917-1). Trotzdem wird der Ausdruck „Glasionomer“ als allgemein akzeptierter, einfacherer Name anerkannt und wird meist in der Zahnmedizin verwendet (Sidhu et al., 2016).

1.2.1 Konventionelle Glasionomerzemente (GIZ)

Bei konventionellen Glasionomerzementen handelt es sich um eine Kombination aus einem pulverförmigen Glasanteil und einer flüssigen Komponente in Form von wässrigen Polycarbonsäuren. $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-AlPO}_4\text{-Na}_3\text{AlF}_6$ ist dabei die Basis des Glasanteils, wobei der Fluorid- und Salzanteil variieren kann. Um eine bessere Transluzenz und somit bessere Eignung für restaurative Maßnahmen zu ermöglichen, wird vorzugsweise auf klares Glas statt auf Opalglas zurückgegriffen, auch wenn dies schlechtere mechanische Eigenschaften zur Folge hat. Um eine Radioopazität zu erreichen, werden Barium, Lanthan oder Strontium beigemischt. Zusätzlich wird die Oberflächenschicht der Glaspartikel mit Salzsäure vorbehandelt und so die Verarbeitungszeit verlängert und die Empfindlichkeit gegenüber Wasser verringert.

Bei der flüssigen Komponente handelte es sich ursprünglich um Polyacrylsäure, eine Polycarbonsäure. Heutzutage wird auf Kopolymere der Polyacrylsäure, wie zum Beispiel Maleinsäure, zurückgegriffen. Dadurch kann eine geringere Viskosität erreicht und ein vorzeitiges Gelieren verhindert werden. Zusätzlich wird durch die erhöhte Anzahl an Carboxylgruppen eine höhere Acidität und infolgedessen eine gesteigerte Reaktivität erzielt. Dies resultiert klinisch in einer erhöhten Abbindeggeschwindigkeit (Smith, 1990). Die Abbindereaktion zwischen Glas- und Säureanteil findet wie folgt statt: Zunächst werden durch die Säure Calcium- und Aluminiumionen aus dem Calcium-Aluminium-Silikat-Glas gelöst. Dabei spielt Wasser eine entscheidende Rolle, da es als Lösungsmittel für den flüssigen Teil fungiert und die Protonenabgabe des Polymers fördert, welches so als Säure wirken kann. In der initialen Reaktion werden nun die Calciumionen herausgelöst, wodurch diese zuerst mit der Säure reagieren. Es kommt zu einer

Vernetzung der Polyacrylsäuren durch Calciumbrücken wodurch ein Calciumpolycarboxylatgel entsteht. Das Wasser wird dabei vollständig in den Zement eingebaut. Bei diesem Calciumpolycarboxylatgel handelt es sich um ein unlösliches Polysalz, das als starres Gerüst für den abgebundenen Zement dient. Nach der initialen Härtung findet der Prozess der Maturation, ein Nachhärtungs- bzw. Reifungsprozess, statt, welcher im Zusammenhang mit den späteren physikalischen Eigenschaften des Zementes steht. Es ist jedoch bisher nicht geklärt, welche Prozesse im Detail stattfinden. Zu diesem Zeitpunkt ist der Zement verstärkt empfindlich gegenüber Austrocknung und Feuchtigkeit. Folgen einer Feuchtigkeitskontamination können eine reduzierte Druckfestigkeit, verschlechterte Transluzenz oder verzögerte Abbindung sein. Eine Austrocknung hingegen hat ein matt-opakes Aussehen und eine erhöhte Abbindekontraktion zur Folge. Im Verlauf von 24h kommt es zur Stabilisierung des Gebildes durch Einlagerung der zuvor herausgelösten Aluminiumionen. Es entsteht ein wasserunlösliches Calcium-Aluminium-Carboxylat-Gel. Innerhalb des ersten Monats kommt es zur weiteren Einlagerung von Wasser, wodurch das Zementgefüge weiter stabilisiert wird (Sidhu et al., 2016).

Neben der Fähigkeit sowohl an Dentin als auch an Schmelz zu haften ist die Fluoridabgabe, die eine antikariogene Wirkung mit sich bringt, eine weitere Eigenschaft, die für die Verwendung von Glasionomerzementen im klinischen Alltag spricht (De Witte et al., 2000). Die antikariogene Wirkung des Zements wird dabei neben der Menge des freigesetzten Fluorids besonders durch die Dauer der Freisetzung bestimmt (Forsten, 1991). Die Freisetzung des Fluorids ist ein Prozess, der besonders durch die Zusammensetzung des Zements bestimmt wird, aber auch durch den Mischungsprozess. Man geht davon aus, dass bei der Fluoridfreisetzung mindestens zwei Prozesse stattfinden. Neben einer initialen, schnellen Freisetzung, welche nur für eine kurze Zeit anhält, findet auch eine Freisetzung über einen längeren Zeitraum, bis zu mehreren Jahren statt. Diese geschieht langsamer, nimmt kontinuierlich ab und hat bereits nach einigen Monaten ihr Minimum erreicht (De Witte et al., 2000; De Moor et al., 1996).

1.2.2 Metallverstärkte Glasionomerzemente (MGIZ)

Um die physikalischen Eigenschaften konventioneller Glasionomerzemente zu verbessern, wurden Metallpartikel beigefügt. Durch Sinterung sind Silberlegierungen an

das Glas der konventionellen Glasionomerzemente gekoppelt worden. Die daraus entstandenen „ceramic-metal-materials“ oder „Cermets“ sind heute besser bekannt als metallverstärkte Glasionomerzemente (Ashutosh et al., 2019). Neben der schnelleren Abbindereaktion bieten MGIZ eine höhere Druckfestigkeit, sind weniger anfällig für Erosion und zeigen eine vergleichbare 2-Körperabrasion (zwei Oberflächen reiben direkt aneinander). Allerdings haben sie eine schlechtere 3-Körperabrasion (ein Objekt wirkt als Schleifkörper zwischen zwei Flächen) sowie ein niedrigeres E-Modul und eine geringere Biegefestigkeit im Vergleich zu herkömmlichen Glasionomerzementen (Walls et al., 1987). Bezüglich der Zugfestigkeit und Barcolhärte kann man sagen, dass es zu einer signifikanten Verbesserung gekommen ist, die Scherhaftfestigkeit ist ebenbürtig zu den der herkömmlichen GIZ (Chung, 1993). Folglich kommt es durch Modifikation der konventionellen Glasionomerzemente mithilfe von Metallpartikeln zu einer Veränderung der physikalischen Eigenschaften, jedoch sind diese nicht alle positiv zu bewerten. Aufgrund dieser Erkenntnisse und der durch die Metallpartikel einhergehenden auch schlechten ästhetischen Eigenschaften, ist der Nutzen der MGIZ weiter zu hinterfragen (Gayatri et al. 2022; Walls et al., 1987).

1.2.3 Hoch visköse Glasionomerzemente (HGIZ)

Hochvisköse Glasionomerzemente sind ebenfalls eine Weiterentwicklung der herkömmlichen Glasionomerzemente, bei denen vor allem die klinische Handhabung durch ihre Stopfbarkeit verbessert wurde. HGIZ wurden hauptsächlich im Zusammenhang mit der „atraumatischen restaurativen“ Therapie (ART) untersucht. ART ist eine Methode, bei der Karies schonend nur mit Handinstrumenten entfernt wird. Diese Technik wurde ursprünglich für Länder der Dritten Welt entwickelt, um eine Behandlung auch ohne Elektrizität und fließendes Wasser zu ermöglichen (Giraki, 2011). Neben der klinischen Handhabung sollen auch die physikalischen Eigenschaften der konventionellen Glasionomerzemente verbessert und entsprechend ihren Anwendungsbereichen erweitert werden. So sollen die hoch viskösen Glasionomerzemente eine zusätzliche Alternative zu Kompositen und Amalgam für eine permanente Versorgung bieten (Aydin et al. 2020). Studien haben dabei herausgestellt, dass HGIZ im Vergleich zu Amalgam keine signifikant schlechtere Überlebensrate nach 6 Jahren aufweisen und stellen somit

eine valide Alternative dar. Evidenzen zum Vergleich von HGIZ mit Kompositen sind zum jetzigen Zeitpunkt nur sehr wenig vorhanden (Mickenautsch, 2016).

1.2.4 Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente (KGIZ)

Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente sind entwickelt worden, um zwei Hauptprobleme von GIZ zu lösen: ihre Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit und die geringe Anfangsfestigkeit, die durch die langsame Säure-Base-Reaktion verursacht wird (Gayatri et al., 2022). Um dies zu erreichen, sind gegen Ende der 80er Jahre den Polyacrylsäuren der konventionellen GIZ Methacrylatgruppen angefügt worden. Neben den Methacrylatgruppen wurden zusätzlich photopolymerisierbare Monomere beigefügt, meistens HEMA (Hydroxyl-Ethyl-Methacrylat). Durch die Methacrylat-Komponenten wird neben der Säure-Base-Reaktion der Glasionomerzemente zusätzlich eine Photopolymerisation ermöglicht. Aufgrund zweier Matrixsysteme, der ionischen Matrix und der Kunststoffmatrix, laufen beide Reaktionen simultan ab. Folglich kommt es auch zur vollständigen Polymerisation, wenn keine Lichthärtung durchgeführt wird. Im Vergleich zu konventionellen Glasionomerzementen lässt sich eine um den Faktor zwei verbesserte Biegefestigkeit feststellen, sie beträgt jedoch nur die Hälfte des einen klassischen Komposits (Frankenberger et al., 1999). Bezüglich der Fluoridfreisetzung hat sich herausgestellt, dass es bei KGIZ im Vergleich zu GIZ über einen längeren Zeitraum zur Ausschüttung von Fluorid kommt. Zusätzlich hat man festgestellt, dass eine flüssigere Konsistenz und ein saurer pH-Wert der Zementmischung eine Freisetzung der Fluoridionen fördert (Gayatri et al., 2022). Durch die Einführung der Kompomere ist der Anwendungsbereich von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen heute weitgehend auf die Füllungstherapie bei Milchzähnen und das Befestigen indirekter Restaurationen begrenzt (Frankenberger et al., 1999).

1.3 Haftmechanismen Zahn und dentaler Werkstoff

Die Haftung zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz findet abhängig vom dentalen Werkstoff auf unterschiedliche Weise statt. Sie kann dabei entweder chemisch oder auch mikro- bzw. makroretentiv stattfinden.

1.3.1 Chemische Haftung

Die chemische Haftung stellt eine Möglichkeit dar, dentale Werkstoffe mit den Zahnhartsubstanzen zu verbinden und ist primär bei den Glasionomernzementen vorzufinden. Dabei werden mehrere Phasen durchlaufen. Zunächst wird die Oberfläche des Zahns durch Auftragen des frisch angemischten Zementes effektiv benetzt. Durch die hydrophilen Eigenschaften sowohl des Zementes als auch des Zahns wird dies erleichtert. Die Haftung am Zahn nimmt nun rapide zu, da sich zwischen den freien Carboxylgruppen im Zement und den an die Zahnoberfläche gebundenen Wassermolekülen Wasserstoffbrückenbindungen bilden (Wilson, 1974). Mit der Zeit werden die anfänglichen Wasserstoffbrückenbindungen allmählich durch echte Ionenbindungen ersetzt, die sich zwischen den Kationen im Zahn und den anionischen Funktionsgruppen im Zement bilden. Dieser Prozess führt zur Entwicklung einer Ionenaustauschschicht zwischen Zahn und Zement (Hien et al., 2006). Eine Bindung an das Kollagen des Dentins ist bisher nicht wissenschaftlich erwiesen. Um einen suffizienten chemischen Verbund zu erzielen und die Haftung zu verbessern, sollte vor Applikation des GIZ eine kurze Konditionierung mittels Polyacrylsäure für 10 s stattfinden. Dadurch wird eine eventuell vorhandene Schmierschicht entfernt (Hellwig et al., 2018). Durch Entfernung der Schmierschicht werden die Dentintubuli freigelegt und es kommt zu einer ersten Demineralisierung. Folge ist eine vergrößerte Oberfläche und es kommt neben der chemischen Haftung durch Ionenbindungen auch zu einem mikroretentiven Verbund (Van Meerbeek et al., 2006).

1.3.2 Mikroretentive Haftung

Im Vergleich zur chemischen Haftung finden bei der mikroretentiven Haftung keine starken chemischen Bindungen statt, sondern lediglich ein mechanisches Ineinandergreifen, es entsteht eine mechanische Adhäsion. Dabei benetzt ein niedrig visköses Adhäsiv den Schmelz des Substrats, füllt somit Unebenheiten und Poren aus, und haftet dadurch an der Oberfläche. Die Stärke der Adhäsion ist dabei maßgeblich abhängig von der Viskosität des Adhäsivs. Dieses Phänomen wird sich in der Zahnmedizin bei der Verwendung von kunststoffbasierten Materialien zunutze gemacht (Anthony, 2012). Bei der Haftung von Komposit am Schmelz wird zunächst eine Konditionierung mit 37 %-iger Orthophosphorsäure durchgeführt, wodurch Schmelzanteile gelöst werden und es zu einer Vergrößerung der Haftungsoberfläche

kommt. Nach Absprühen der Säure mit einem Luft-Wasser-Gemisch, wird ein kreidig-weißes Ätzmuster ersichtlich. Das Adhäsiv kann nun die entstandenen Porositäten eindringen, wodurch eine mikromechanische Haftung erreicht wird (Buonocore et al., 1968; Hellwig et al., 2018). Die Haftung zwischen Dentin und Komposit gestaltet sich aufgrund der hydrophoben Eigenschaften des Komposits und des hohen Feuchtigkeitsgehalts des Dentins als deutlich anspruchsvoller im Vergleich zur Adhäsion am Zahnschmelz. Zusätzlich entsteht beim Präparieren des Dentins eine Schmierschicht, die den Haftverbund weiter beeinträchtigt. Auch hier wird mit 37 %-iger Phosphorsäure geätzt, um eine Demineralisierung zu erreichen. Anschließend werden durch Absprühen der Kavität die Schmierschicht sowie gelöste anorganische Bestandteile entfernt, sodass lediglich instabile Kollagenfasern zurückbleiben. Nun wird der Primer, der zusammen mit dem Adhäsiv und der Säure ein Teil des Adhäsivsystems darstellt, aufgetragen. Um die Verbindung zwischen dem hydrophoben Komposit und dem Dentin dennoch zu ermöglichen, enthalten Adhäsivsysteme amphiphile Moleküle wie HEMA oder TEGDMA. Diese Moleküle fördern den Haftverbund zwischen den Kollagenfasern des Dentins und dem Füllungsmaterial. Zusätzlich erfolgt eine mechanische Haftung, indem der Primer in die freigelegten Kollagenfasern des Dentins eindringt und sich dort verankert. Der Primer hat das Dentin nun für die Aufnahme des Adhäsivs vorbereitet, welches anschließend appliziert wird. Es entsteht eine Hybridschicht aus Primer, Adhäsiv und Kollagen, die nun eine mikromechanische Haftung ermöglicht (Hellwig et al., 2018; Kisters, 2023)

1.3.3 Makroretentive Haftung

Die makroretentive Haftung ist in der Zahnmedizin bei der direkten Restauration mit Amalgamen vorzufinden. Im Vergleich zur mikroretentiven Haftung wird hier die mechanische Adhäsion nicht durch ein Adhäsivsystem ermöglicht, sondern durch die präparatorische Gestaltung der Kavität. Durch die Gestaltung gezielter Unterschnitte im Rahmen der Präparation wird nach Abbinden des Amalgams ein Verlust der Restauration durch etwaige Kräfte verhindert. Black bezeichnete dies als Retentionsform (Sauerwein, 1985).

1.4 Speichel und dessen Zusammensetzung und Funktion

Der menschliche Speichel ist eine extrazelluläre Flüssigkeit, die für die Homöostase der Mundhöhle verantwortlich ist. Produziert und sezerniert wird der Speichel durch die drei

großen Speicheldrüsen (Gl. Parotis, Gl. Submandibularis u. Gl. Sublingualis) und diverse kleine Speicheldrüsen. Mit 65 % findet der größte Teil der Sekretion durch die Gl. Submandibularis statt, 20 % wird durch die Gl. Parotis beigesteuert. Mit 10 % und 5 % kommen den kleineren Speicheldrüsen und der Gl. Sublingualis eher eine untergeordnete Rolle zu. Vila et al. (2019) bezeichnen den menschlichen Speichel als „Gatekeeper of oral cavity“, was übersetzt so viel bedeutet wie Wächter der Mundhöhle. In Anbetracht seiner zahlreichen Funktionen und Eigenschaften ist dies eine treffende Bezeichnung.

Zu den Funktionen und Eigenschaften gehören: antibakterielle, antivirale und antimykotische Eigenschaften, Förderung der Wundheilung, Pufferfunktion, Einspeichelung und Andickung der Nahrung, sowie erste Schritte der Verdauung und die Remineralisation der Zähne (Vila et al., 2019). Ermöglicht wird dies durch die Zusammensetzung des Speichels, welche sich aus anorganischen Substanzen und organischen Bestandteilen wie Enzymen und Proteinen ergibt. Mit ca. 94 % ist Wasser die Hauptkomponente der anorganischen Substanzen. Weitere anorganische Substanzen sind Bikarbonate und Phosphate, welche neben bestimmten Proteinen die Pufferfunktion ermöglichen. Zusätzlich sind Natrium, Chlorid, Calcium und Kalium enthalten. Calcium- und Phosphationen werden dabei eine entscheidende Rolle bei der Remineralisation der Zähne zugesprochen. Zu den wichtigsten Proteinen gehören Amylasen, Lipasen, Muzine, Cystatine, Histatine, Defensine und Immunglobuline. Ihnen sind dabei besonders die antiviralen, antibakteriellen und antimykotischen, sowie digestiven Funktionen zu verdanken. Bei den Lipiden werden hauptsächlich Glykolipide, neutrale Lipide und Phospholipide vermerkt. Sie sollen eine Rolle bei der Entstehung von Speichelsteinen, Zahnstein, dentaler Plaque und des erworbenen Schmelzoberhäutchens spielen (Fábián et al., 2008; Kumar et al., 2017). Folglich ist bei Beeinträchtigung einer adäquaten Speichelproduktion ein Verlust von essenziellen stomatologischen Funktionen unumgänglich. Ursache hierfür können diverse Pathologien sein. Ein Beispiel hierfür ist die Xerostomie, die als subjektives Gefühl eines trockenen Mundes wahrgenommen wird. Sie muss jedoch nicht immer mit einer verminderten Speichelproduktion (Hyposalivation) verbunden sein, sondern kann auch durch eine veränderte Zusammensetzung des Speichels verursacht werden. Infolge der Xerostomie kann es zu einem erhöhten Kariesrisiko, zu Schluck- und Sprachschwierigkeiten, Beeinträchtigungen des

Geschmacks und Schmerzen aufgrund eines verringerten Schutzes der oralen Mukosa kommen. Es handelt sich hierbei jedoch nicht um einen rein altersbedingten Prozess. Neben einer Vielzahl von Medikamenten können auch das Sjögren-Syndrom, Radiatio im Gesichtsbereich oder rheumatoide Arthritis Ursache sein. Auch direkte Erkrankungen der Speicheldrüsen wie die Sialadenitis aufgrund von Dehydratation oder aufgrund von bakterieller Infektion und Sialolithiasis (Speichelsteine) können eine verringerte Speichelflussrate zur Folge haben (Roblegg et al., 2019). Zusätzlich ist in einigen Fällen durch die Zusammensetzung des Speichels eine Diagnose von systemischen oder oralen Erkrankungen möglich (Fábián et al., 2008). Folglich werden dem Speichel zahlreiche Funktionen zugeschrieben, die wesentlich zum Wohlbefinden des Menschen beitragen (Roblegg et al., 2019).

1.4.1 Einfluss des Speichels auf Haftwerte von Glasionomerkementen

Unabhängig vom Restaurationsmaterial ist eine Voraussetzung für eine suffiziente Restauration, eine Kontamination des Arbeitsfeldes mit Speichel oder anderen Flüssigkeiten zu vermeiden. Eine beste Möglichkeit bietet hierbei der Kofferdam oder – im Falle einer Nichtverwendung – eine gründliche Trockenlegung mit Watterollen, Parotiskissen und gründlicher Absaugung. Dann besteht jedoch ein höheres Risiko der Speichelkontamination, was mit Mikroleakage und verringerten Haftwerten zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial einhergehen kann (Shimazu et al., 2014). Studien bezüglich der Adhäsion von Glasionomerkementen nach Speichelkontamination zeigen jedoch keine eindeutigen Ergebnisse. Eine Studie von Safar et al. (1999) zeigte, dass eine Kontamination mit Speichel eine signifikant schlechtere Haftung von kunststoffmodifizierten Glasionomerkementen am Dentin, auch nach Abspülen bzw. Abspülen und erneuten Anätzen, hervorruft. Shimazu et al. (2014) hat jedoch herausgestellt, dass kunststoffmodifizierte Glasionomerkemente und auch konventionelle Glasionomerkemente keine verschlechterte Scherhaftfestigkeit nach der Kontamination mit Speichel (in diesem Falle künstlichem) zu Schmelz und Dentin aufweisen.

1.5 Scherhaftfestigkeit

Scherhaftfestigkeits-Versuche (Shear Bond Strenght-Versuche, SBS-Versuche) sind eine in der Zahnmedizin weitverbreitete Methode, um die Adhäsion von Restaurations-Materialien, besonders adhäsiv befestigten, am Zahn zu untersuchen. Vorherige Studien

zu dieser Thematik haben bereits die Bindungsstärken hinsichtlich verschiedenster Variablen, wie zum Beispiel unterschiedliche Oberflächen oder Auswirkung einer Oberflächenkontamination, getestet. SBS-Versuche sind nun seit mehr als 35 Jahren in diversen Studien vertreten. Dabei hat sich ein standardisiertes Verfahren etabliert, dennoch gibt es in den einzelnen Studien diverse Unterschiede. In den meisten Studien wird dabei mithilfe einer Stahlspitze, die sich mit einer vorher festgelegten Geschwindigkeit bewegt, eine Abscherkraft erzeugt, die so lange erhöht wird, bis es zum Versagen des Verbundes kommt (Scibante et al., 2016). Um verschiedene Studien möglichst aussagekräftig miteinander vergleichen zu können, ist es umso wichtiger, möglichst viele Variablen des Versuchs zu standardisieren. Dies wird beispielsweise durch die Geschwindigkeit des Scherkopfes ersichtlich, da dieser einen signifikanten Einfluss auf die spätere SBS hat. Eine Reduktion der Geschwindigkeit von 5,00 mm/min auf 0,5 mm/min hat etwa um ca. 57 % höhere Werte zur Folge. Somit wäre ein Vergleich nicht aussagekräftig (Bishara et al., 2009). Die resultierende Kraft des SBS-Versuchs wird in Newton gemessen, aber oft in Megapascal umgerechnet, da es sich bei Megapascal um die Einheit handelt, die den Druck oder die Spannung auf einer Fläche beschreibt (Scibante et al., 2016). Untersuchungen deuten allerdings darauf hin, dass bei SBS-Versuchen das Versagen des Verbunds zwischen Versuchskörper und getesteten Materials eher durch ein Biegemoment, das eine Zugkraft induziert, als durch eine Abscherkraft hervorgerufen wird. Daher sollte bei der Messung die initiale Kraft des Bindungsabbruchs und nicht die durchschnittliche Kraft gemessen werden. Als Folge dessen sollten weitere Nachforschungen bezüglich der SBS-Test-Methoden durchgeführt werden (Rasmussen, 1996).

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es herauszufinden, ob ein neu entwickeltes Material Verbesserung hinsichtlich der Haftwerte, vor allem in Bezug auf Kontamination mit künstlichem Speichel, im Vergleich zu einem konventionellen, etablierten kunststoffmodifizierten Glasionomermörtel mit sich bringt und ob eine Kontamination mit künstlichem Speichel generell Einfluss auf die Haftwerte der Befestigungszemente hat.

2. Material und Methoden

2.1 Studienaufbau

Insgesamt wurden 120 extrahierte Molaren mittels Technovit 4004 (Kulzer, Hanau) eingebettet. Die hergestellten Proben wurden zufällig in sechs Gruppen à zwanzig Zahnblöcke eingeteilt (Abb. 1). Jedem der 120 Zahnblöcke wurde zuvor eine Nummer zugewiesen, welche einem entsprechenden Vorgehen zugeordnet ist (Tab. 1). Die Reihenfolge, in der die Proben getestet wurden, ist durch eine zufällige Sequenz mithilfe von VassarStats (Richard Lowry, PhD Vassar College, Poughkeepsie, NY, USA) festgelegt worden (Tab. 17; Anhang, Kap. 10.2). Sowohl der Testgruppe (experimenteller KGIZ; Dentsply Sirona, Bensheim), als auch der Kontrollgruppe (Ketac™ Cem Plus Automix; Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss) wurden drei Gruppen zugeordnet. An jeder der drei Gruppen wurde eine andere Versuchsreihe durchgeführt: a) Befestigungszement ohne Speichelkontamination, b) Befestigungszement mit Speichelkontamination (frischer Speichel) und c) Befestigungszement mit Speichelkontamination (eingetrockneter Speichel). Es wurde dabei darauf geachtet, dass alle Proben immer den gleichen Umständen ausgesetzt wurden. Aufgrund des zeitlichen Aufwands wurde der Versuch an zwei Tagen mit jeweils 60 Proben durchgeführt. Die Räumlichkeiten und äußeren Bedingungen waren identisch.

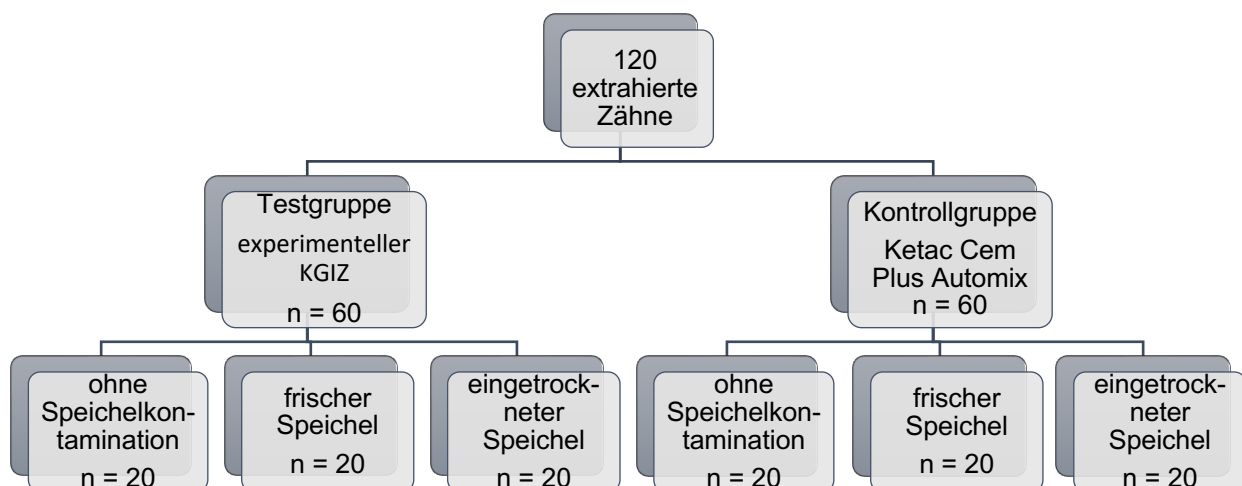


Abb. 1: Flussdiagramm des Studienaufbaus (eigene Grafik)

Tab. 1: Einteilung der Zahnblöcke (eigene Tabelle)

Nr. 01 – 10 Nr. 61 – 70	Testgruppe a: experimenteller KGIZ ohne Speichelkontamination
Nr. 11 – 20 Nr. 71 – 80	Testgruppe b: experimenteller KGIZ mit Speichelkontamination (frisch)
Nr. 21 – 30 Nr. 81 – 90	Testgruppe c: experimenteller KGIZ mit Speichelkontamination (eingetrocknet)
Nr. 31 – 40 Nr. 91 – 100	Kontrollgruppe a: Ketac™ Cem Plus Automix ohne Speichelkontamination
Nr. 41 – 50 Nr. 101 – 110	Kontrollgruppe b: Ketac™ Cem Plus Automix mit Speichelkontamination (frisch)
Nr. 51 – 60 Nr. 111 – 120	Kontrollgruppe c: Ketac™ Cem Plus Automix mit Speichelkontamination (eingetrocknet)

2.2 Auswahl und Vorbehandlung der extrahierten Zähne

Bei den für die Studie genutzten extrahierten Zähnen handelte es sich um Ober- und Unterkiefermolaren. Alle Zähne wurden in einer privaten Zahnarztpraxis aus medizinischer Notwendigkeit gezogen. Nach schriftlicher Anfrage der Ethik-Kommission der Universität Bonn bestand keine Notwendigkeit, einen Antrag auf ein Ethik-Votum zu stellen. Vorausgesetzt alle Patienten stimmten der wissenschaftlich-anonymen Verwendung ihrer extrahierten Zähne zu.

Bei der Auswahl der Zähne wurde darauf geachtet, dass es sich um vollständig kariesfreie und nicht gefüllte Zähne handelt. Nach erfolgter Extraktion wurden die Zähne schnellstmöglich in einer mit Natriumazid angereicherten Kochsalzlösung bei 5° C gelagert (0,001 % Natriumazid in 0,9 %-igen Natriumchloridlösung). Dies soll eine Austrocknung und mikrobielle Besiedlung der Zähne verhindern. Nach der Reinigung der extrahierten Zähne mithilfe eines Airscalers (Kavo SONICflex 2003L, Kavo, Biberach) wurden die Zähne unverzüglich erneut in einem Behälter mit frischem Natriumazid bei 5° C aufbewahrt.

2.3 Testgruppe: experimenteller KGIZ (Dentsply Sirona, Bensheim)

Insgesamt wurden 60 Präparate mit dem experimentellen Befestigungszement benetzt, davon wurden jeweils zwanzig Versuche ohne Speichelkontamination (Testgruppe a), zwanzig mit frischem Speichel (Testgruppe b) und zwanzig mit eingetrocknetem Speichel (Testgruppe c) durchgeführt. Nach jeder durchgeführten Probe wurde die Applikationsspitze gewechselt. Bei der Testgruppe handelt es sich um einen kunststoffmodifizierter Glasionomerzement zur Befestigung indirekter Restaurationen. Es handelt sich um ein Paste-/Paste-System, das mithilfe von sog. Automix-Spritzen (Dentsply Sirona, Bensheim) und Applikationskanülen gemischt und appliziert wird (Abb.2). Er befindet sich zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung und Verfassung dieser Dissertation noch in Entwicklung. Die Abbindereaktion findet dualhärtend statt. Dualhärtend bedeutet, dass das Material sowohl durch eine chemische Härtung, als auch durch eine Photopolymerisation abbindet. Es ist keine Vorbehandlung des Zahnes oder der indirekten Restauration notwendig, es kann aber dennoch, für kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente untypisch, vorher ein Bonding, in Form von Primer und Adhäsiv, appliziert werden. Bei der Zusammensetzung des Zementes können aufgrund des Entwicklungsstandes und bislang nicht vorhandener Veröffentlichung nur oberflächliche Informationen über Inhaltsstoffe und deren Anteil im Produkt gegeben werden. Die Bestandteile sind in einer Tabelle im Anhang zusammengefasst. (Tab. 18).



Abb. 2: experimenteller KGIZ, Dentsply Sirona (eigenes Foto)

2.4 Kontrollgruppe: Ketac™ Cem Plus Automix (Fa. 3M, Neuss)

Insgesamt wurden 60 Präparate mit dem Material der Kontrollgruppe benetzt, davon wurden jeweils zwanzig Versuche ohne Speichelkontamination (Kontrollgruppe a), zwanzig mit frischem Speichel (Kontrollgruppe b) und zwanzig mit eingetrocknetem

Speichel (Kontrollgruppe c) durchgeführt. Nach jeder durchgeführten Probe wurde die Applikationsspitze gewechselt. Beim Material der Kontrollgruppe handelt es sich ebenfalls um einen kunststoffmodifizierten Glasionomerklebstoff im Paste-/Paste-System. Er wird auch zur Befestigung indirekter Restaurationen verwendet. Das Abbindeverfahren ist selbsthärtend. Eine Vorbehandlung des Zahnes oder der Restauration ist vom Hersteller nicht vorausgesetzt. Es wird als Automix-System in einer Spritze geliefert (Abb. 3). Die Zusammensetzung ist laut Sicherheitsdatenblatt im Anhang zusammengefasst. (Tab. 19)



Abb. 3: Ketac™ Cem Plus Automix (eigenes Foto)

2.5 Künstlicher Speichel

Bei dem in diesem Versuch genutzten künstlichen Speichel handelt es sich um „Artificial Saliva ASTM E2720-16/ ASTM E2721-16 with Mucin, Stabilized“ von Pickering Laboratories (Mountain View, USA) (LOT 2405017). Der künstliche Speichel wurde während der gesamten Durchführung in einem Glasgefäß bei 8° C im Kühlschrank gelagert. Die Zusammensetzung des genutzten künstlichen Speichels befindet sich in Tabelle 20 im Anhang.

2.6 Herstellung der Zahnblöcke

Zu Beginn wurden die extrahierten Zähne mithilfe der PHOENIX 4000 Multischleifstation (Jean Wirtz, Düsseldorf) und einem Siliziumkarbid Schleifpapier Grit 320 (P400) (Fa. Buehler, Leinfelden-Echterdingen,) (Abb. 4) unter durchgehender Wasserkühlung per Hand bis auf das Dentin reduziert. Durch die Wasserkühlung sollte ein Austrocknen des Dentins und eine zu große Hitzeentwicklung verhindert werden. Beim Beschleifen der Zähne wurde darauf geachtet, dass eine plane, ebene Fläche entsteht und bei allen

Zähnen möglichst das gleiche Maß an Zahnhartsubstanz abgetragen wurde. Eine Kontrolle, ob ausreichend Substanz reduziert und Dentin freigelegt wurde, erfolgte optisch. Im Vergleich zum Schmelz weist das Dentin unter Lichteinfall eine gelblichere und opakere Oberfläche auf.

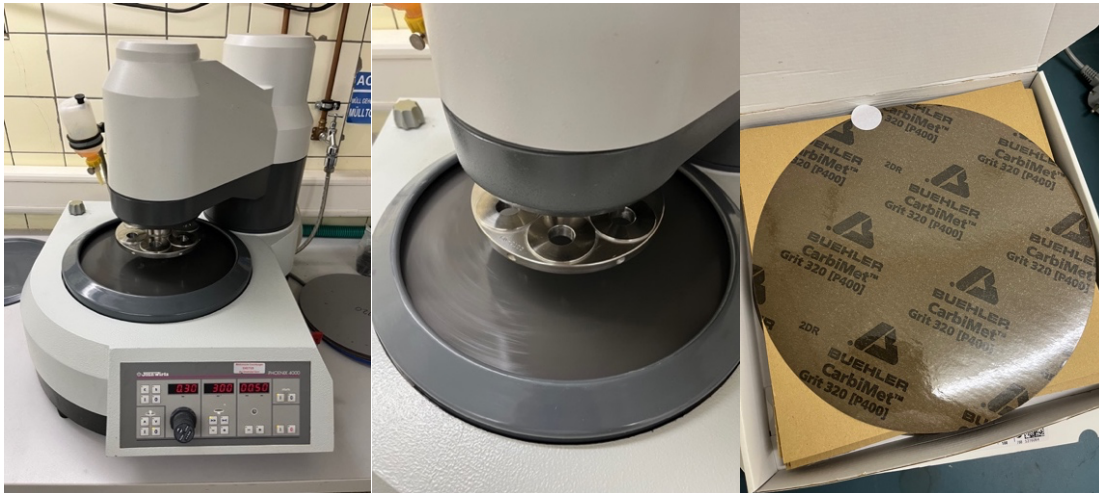


Abb. 4: Jean Wirtz PHOENIX 4000 (Jean Wirtz, Düsseldorf) / Siliziumkarbid Schleifpapier Grit 320 (P400) (Fa. Buehler, Leinfelden-Echterdingen) (eigene Fotos)

Mithilfe einer von Dentsply Sirona zur Verfügung gestellten Teflonform, welche aus insgesamt 15 zu beiden Seiten hin offenen Aussparungen besteht (Abb. 5), wurden die Zähne eingebettet. Die Teflonform wurde zuvor im Tiefkühlfach gelagert, um der Hitzeentstehung beim späteren Auspolymerisieren des Einbettmaterials entgegenzuwirken. Über jede der insgesamt drei Reihen der Teflonform wurde ein Stück Tesa-Verpackungsklebeband appliziert und so die Aussparungen zur Unterseite hin verschlossen. Dabei musste darauf geachtet werden, dass das Verpackungsklebeband bündig mit der Aussparung abschließt, um zu verhindern, dass Einbettmasse zwischen Form und Klebeband fließt. Die nun so vorbereitete Teflonform wurde mit der abgedichteten Seite nach unten auf eine ebene Oberfläche gelegt. Mithilfe einer zahnärztlichen Pinzette wurden die abgeschliffenen beschliffenen Zähne innerhalb der Aussparungen mit der planen, präparierte Seite auf dem Verpackungsklebeband befestigt. Die Zähne wurden dabei mit der Krone möglichst nahe an der Oberseite der

Aussparung platziert. So konnte später nach dem Ausbetten die Lage des Zahns im Zahnblock bestimmt werden (Abb. 5).

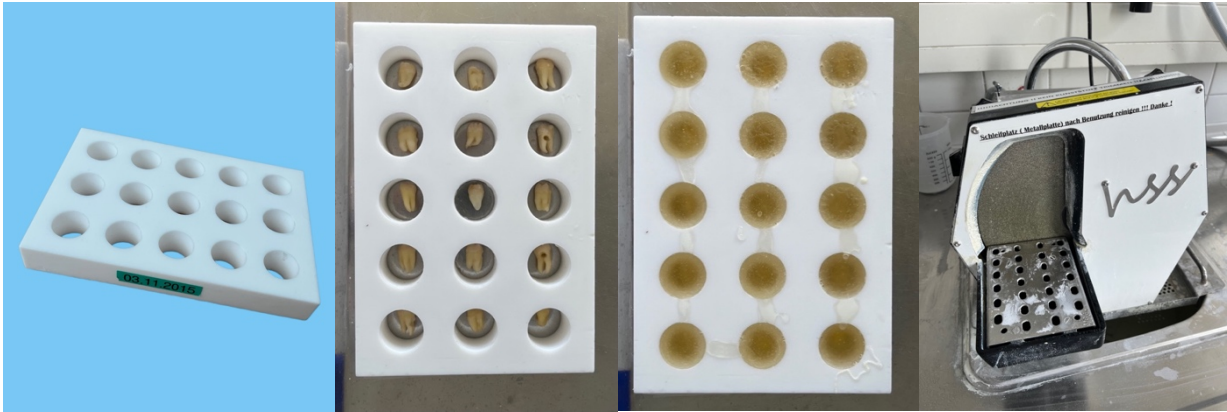


Abb. 5: Teflonform / Zähne vor und nach dem Einbetten mit Technovit 4004 / Trimmer HSS 88 (Wassermann, Hamburg,) (eigene Fotos)

Die Zähne wurden mit Technovit 4004 (Fa. Kulzer, Hanau) eingebettet - dabei wurde ein Anmischverhältnis Pulver:Flüssigkeit von 5:3 (Herstellerangabe) verwendet - und für mindestens vier Stunden auspolymerisiert. Um eine zu hohe Polymerisationstemperatur zu vermeiden, wurden auf die Teflonform drei ebenfalls in einem Gefrierfach gelagerte Kühlakkus gelegt. Nach vier Stunden wurde das Verpackungsklebeband entfernt und die Zahnblöcke mithilfe eines Hammers aus der Teflonform herausgelöst. An den nun ausgebetteten Zahnblöcke (Abb. 6) wurden zunächst der auf beiden Seiten entstandene Grad aus Technovit am Trimmer HS 88 (Wassermann, Hamburg) geglättet (Abb. 5). Ein Trimmeraufsatz (Dentsply Sirona, Bensheim) ermöglichte ein präzises Trimmen beider Seiten des Zahnblockes (unter Wasserkühlung). Die Bearbeitung erfolgte zunächst an der zahnfernen Seite. Die plane Auflage der Teflonform generierte auf der dem Zahn zugewandten Seite automatisch eine zum Zylinder rechtwinklige Referenzfläche, an der die zahnfreie Seite anschließend angepasst wurde. Um eine Schmierschicht zu simulieren, wurde die Dentin exponierende Seite erneut mit der Multischleifstation unter Wasserkühlung beschliffen, diesmal jedoch mit einem Siliziumcarbid Schleifpapier Körnung Grit 600 (P1200). Zur späteren Zuordnung wurden die einzelnen Blöcke mithilfe eines Permanent-Marker durchnummeriert (Abb. 6). Die fertiggestellten Zahnblöcke wurden danach in einem Wasser gefülltem Schälchen bei 37° C in einem Ofen bei 70 %

Luftfeuchte für 30 min erwärmt (Abb. 6). Um die entsprechende Luftfeuchte im Ofen zu erreichen, wurden drei Glasschalen mit einer gesättigten Kaliumsulfatlösung auf dem Boden des Ofens platziert. Wexler et al. (1954) zeigten, dass dadurch eine Luftfeuchtigkeit von 90 % bei einer Temperatur 37° C erreicht werden kann. Durch das häufige Öffnen und Schließen, auch während der späteren Versuchsdurchführung, konnte eine Luftfeuchtigkeit von 70 % erzielt werden. Dies wurde mithilfe eines Hygrometers gemessen und kontrolliert.



Abb. 6: Zahnblock nach dem Ausbetten / Beschriftete Zahnblöcke / Proben im mit Wasser gefüllten Schälchen (eigene Fotos)

2.7 Vorbereitung der Metall-Stäbchen

Bei den Metall-Stäbchen handelte es sich um 0,8 cm lange Metallstäbe mit einem Durchmesser von 2,99 mm. Die Metall-Stäbchen wurden mithilfe eines Handstücks (NSK Ultimate XL, NSK, Eschborn) und einer Trennscheibe markiert, um später sicher die vorbehandelte Seite bestimmen zu können (Abb. 7). Zusätzlich wurden die markierten Seiten mithilfe eines Permanent-Marker eingefärbt. Mit einem Sandstrahler (Renfert, Hilzingen) und Edelkorund der Körnung 110 μm (dental bauer, Tübingen) wurden die markierten Seiten in kleinen zirkulierenden Bewegungen bei einem Abstand von ca. 1 cm bestrahlt, bis optisch keine Einfärbung mehr ersichtlich war. Durch das Sandstrahlen wurde eine ausreichende Oberflächenrauigkeit geschaffen, um beim Abscherversuch einen Bruch am Dentin und nicht am Metall-Stäbchen zu gewährleisten. Zur Entfernung möglicher Verunreinigungen wurden die Metall-Stäbchen in einer mit destilliertem Wasser gefüllten Dose für 15 min in ein Ultraschallbad (BANDELIN electronic, Berlin) gestellt (Abb. 7).



Abb. 7: Markiertes Metall-Stäbchen / Sandstrahler (Renfert, Hilzingen) / Edelkorund (dental bauer GmbH, Tübingen) / Ultraschallbad (BANDELIN electronic, Berlin) (eigene Fotos)

Nach dem Ultraschallbad wurden die Metall-Stäbchen in ein selbst hergestelltes Holzstück mit zehn Vertiefungen gestellt (Abb. 8). Dadurch, dass die vorbehandelte Seite nach oben zeigte, vereinfachte man eine spätere Handhabung. Die sandgestrahlte Seite wurde mit 95 % Ethanol gereinigt, bevor mithilfe eines Applicator Tips (Dentsply Sirona, Bensheim) ein Alloy-Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Hattersheim) (Abb. 8) appliziert wurde. Dieser dient einem besseren Verbund zwischen Metall und Zement. Überschüsse des Alloy Primers wurden mittels Druckluft leicht verblasen.



Abb. 8: selbst hergestelltes Holzstück / Alloy Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Hattersheim) (eigene Fotos)

2.8 Applikation der Metall-Stäbchen

Zunächst wurden die Zahnblöcke, welche sich nach der randomisierten Versuchsreihenfolge an den Positionen eins bis zehn befanden (Tab. 17; Anhang), für 30 Min im Feuchte-Ofen bei 37° C und 70 % Luftfeuchte zusammen mit den Belastungsgewichten (Abb. 9) erwärmt. Nach Ablauf der Zeit wurden sowohl Zahnblöcke als auch Belastungsgewichte wieder herausgenommen. Da beide Belastungsgewichte jeweils zwei Proben aufnehmen konnten, wurden zunächst die ersten vier der zehn Blöcke aus dem Wasserbad genommen und abgetrocknet. Bei Blöcken, welche der Gruppe ohne Speichelkontamination (Versuchsreihe a)) zugeordnet waren, wurde der entsprechende Zement nach Herstellerangaben angemischt und auf einen Anmischblock appliziert. Dabei achtete man darauf, dass der erste Teil des Zements verworfen wurde, um eine adäquate Mischung der Bestandteile zu gewährleisten. Die vorbereiteten Metall-Stäbchen wurden mit einer zahnärztlichen Pinzette gegriffen und bis zur vollständigen Beschichtung im Zement versenkt. Metall-Stäbchen und Zement wurden drucklos in einem weitgehend rechten Winkel auf die Dentinfläche geklebt. Der gesamte Komplex aus Zahnblock, Metall-Stäbchen und Zement wurde dann in die dafür vorgesehenen Belastungsgewichte eingespannt (Abb. 9) und für weitere zehn Minuten in den Feuchte-Ofen gestellt, was mithilfe eines Timers kontrollierte wurde. Nach Ablauf der Zeit wurden die Gewichte entfernt und die Proben erneut in einer mit Wasser gefüllten Schale gelagert. Nachdem alle Proben einer Versuchsreihe diesen Vorgang vollständig durchlaufen hatten, wurde die Schale zur vollständigen Aushärtung in einem Trocken-Ofen bei 37° C und 10 % Luftfeuchtigkeit für 24 h gelagert.

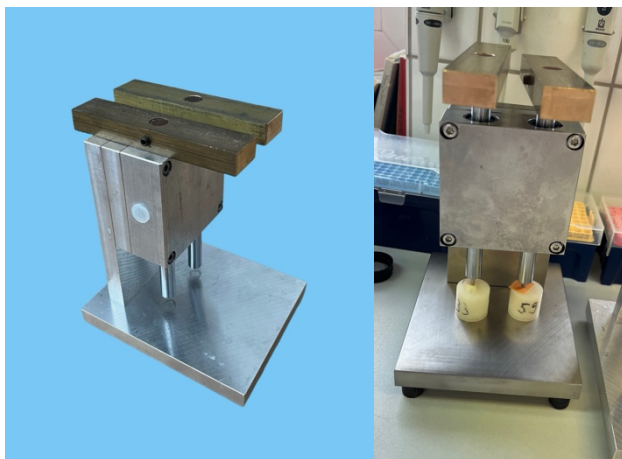


Abb. 9: Belastungsgewicht / Eingespannte Proben (eigene Fotos)

Bei Proben, wo zusätzlich eine Speichelkontamination (Versuchsreihen b) & c)) stattfinden sollte, wurde nach den initialen 30 min im Feuchte-Ofen ein gelochtes Stück Heavy Duty Masking Tape (Fa. 3, Neuss) auf die freigelegte Dentinfläche geklebt. Durch dieses Loch konnte bei allen Proben eine gleich große Dentinfläche abgegrenzt und somit eine möglichst identische Verteilung des Speichels gewährleistet werden. Um das gelochte Tape an den Zahnblock anzupassen, wurde es mithilfe einer Schere zurechtgeschnitten und auf den Zahnblock geklebt (Abb. 10). Auf die nun exponierte Dentinfläche wurde mithilfe einer 0,1-2,5 µl Pipette (ONiLAB, Walnut, USA) 1 µl künstlicher Speichel (Pickering Laboratories, Mountain View, USA) pipettiert und mit der Spitze der Pipette so verteilt, dass die gesamte Fläche benetzt ist. Um sicherzustellen, dass bei jeder Probe die Speichelzusammensetzung identisch war, wurde der künstliche Speichel vor jeder Applikation 10 s mit leicht kreisenden Bewegungen gemischt. Bei Zahnblöcken, die der Versuchsreihe b) zugeordnet waren, wurde unmittelbar darauf mit der Applikation der Metall-Stäbchen fortgefahren. Proben, die der Versuchsreihe c) angehörten, sind nach Speichelkontamination zunächst 8 min, unter Zuhilfenahme eines Timers, bei Raumtemperatur getrocknet worden. Unmittelbar danach erfolgte dann die Applikation der Metall-Stäbchen. Die restliche Versuchsdurchführung war identisch zu der Versuchsreihen a).

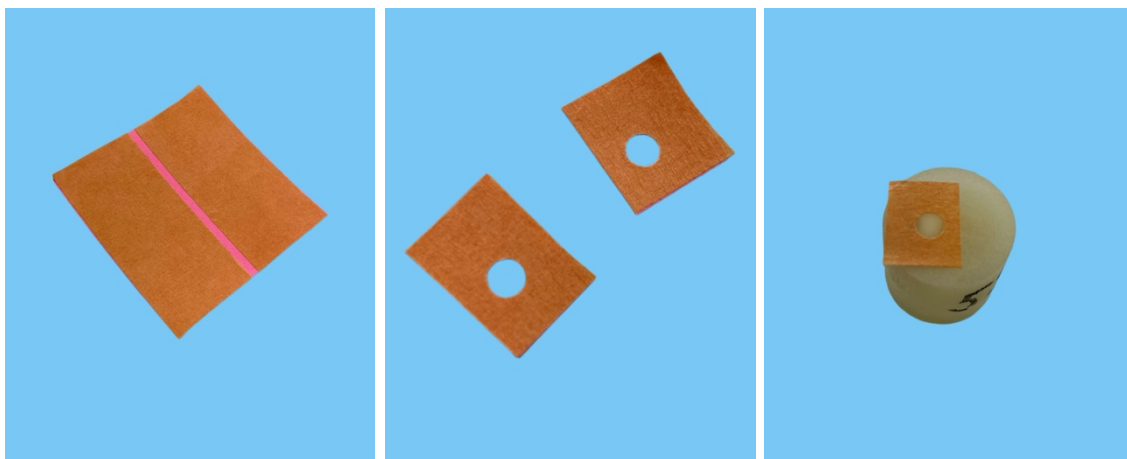


Abb. 10: Verbund Tape und Post-IT / zurechtgeschnittenes Tape / auf Zahnblock appliziertes Tape (eigene Fotos)

2.9 Scherhaftfestigkeits-Versuch

Um anschließend die Adhäsionskraft der unterschiedlichen Versuchsgruppen zu ermitteln, wurde ein Scherhaftfestigkeits -Versuch durchgeführt. Bei Proben, die mit einem Heavy Duty Masking Tape versehen waren, wurde das Tape mithilfe eines 15er Skalpell halbiert und danach entfernt. So konnte sichergestellt werden, dass beim Entfernen des Tapes kein Kontakt mit dem Metall-Stäbchen zustande kommt. Der Verbund aus Zahnblock, Zement und Metall-Stäbchen wurde dann in einem 90° Winkel in einen kleinen Schraubstock eingespannt (Abb. 11). Dies ermöglichte einen sicheren Stand bei der späteren Versuchsdurchführung und eine leichte Adaptation an die Abschervorrichtung. Im Softwareprogramm der Zwick ZMART.PRO (Zwick/Roell) Test Expert 2 V3.0 wurde „einfacher Druckversuch zur Fmax Bestimmung“ ausgewählt. Beim Kraftaufnehmer hat es sich um einen Xforce P (Zwick Roell, Ulm) mit einer nominalen Kraft von 10 kN gehandelt (Abb. 11). Nach Einstellen aller Parameter und Nullen der Kraft ist die Abschervorrichtung soweit an das Metall-Stäbchen herangefahren worden, bis lediglich ein minimaler Spalt sichtbar gewesen ist. Die Abschervorrichtung war dabei bündig und in Kontakt mit der Dentinfläche (Abb. 12). Nach Start der Messung wurde stetig eine proportional ansteigende Kraft auf das Metall-Stäbchen ausgeübt, bis es zum vollständigen Abscheren von der Dentinfläche kam. Die maximale Kraft bis zum Bruch der Bindung zwischen Zahn und Zement wurde in Newton gemessen. Um später eine genaue Zuordnung treffen zu können, wurden die gemessenen Werte zusammen mit der jeweiligen Probennummer im Programm vermerkt und gespeichert. Die Messergebnisse sind in Newton gemessen und zur Bestimmung der Scherhaftfestigkeit in MPa umgerechnet worden.

$$A = \pi r^2 \quad A = \pi \left(\frac{2,99 \text{ mm}}{2} \right)^2 \quad A = 7,02 \text{ mm}^2$$

$$1 \text{ MPa} = \frac{1 \text{ N}}{\text{mm}^2} \quad 1 \text{ MPa} = \frac{1 \text{ N}}{7,02 \text{ mm}^2}$$

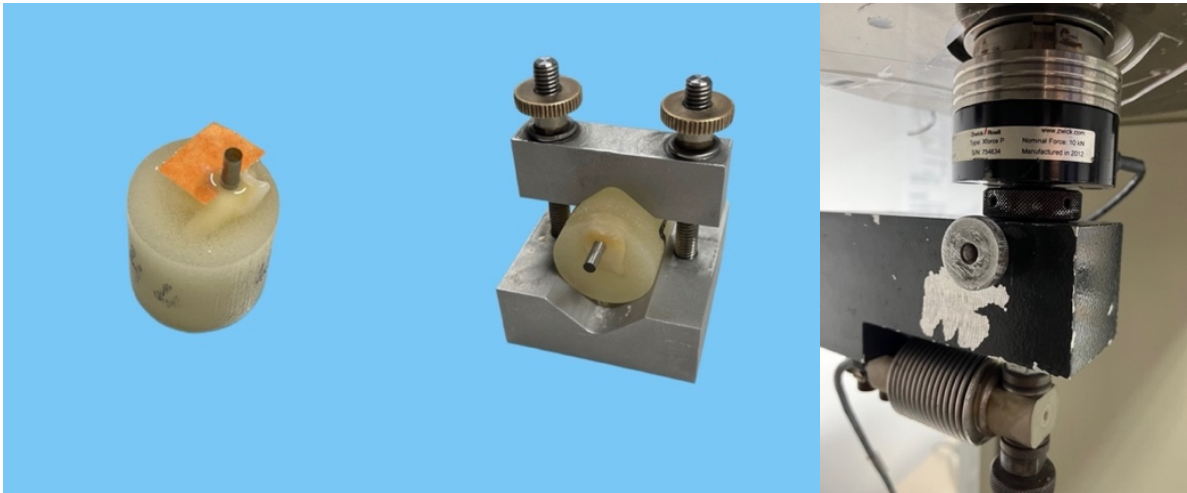


Abb. 11: Probe mit halbiertem Heavy Duty Masking Tape / in Schraubstock eingespannte Probe / Kraftaufnehmer (eigene Fotos)

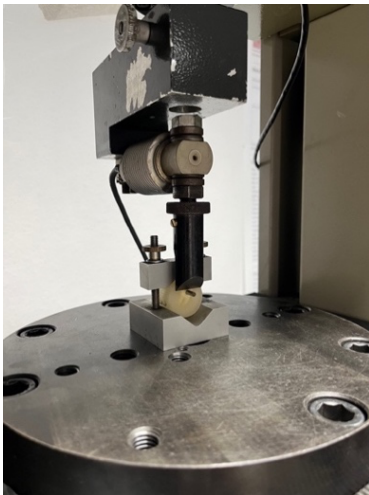


Abb. 12: an den Schraubstock herangefahrene Abschervorrichtung (eigenes Foto)

2.10 Statistische Analyseverfahren

Die statistische Analyse wurde mit der Software SPSS (Version 29.0.2.0 (20), IBM Corp., 2023, Armonk, USA) durchgeführt. Der Vergleich der jeweiligen Gruppen wurde mittels Mann-Whitney-U-Test bei einem Signifikanzniveau von $\alpha \leq 0,05$ durchgeführt. Dieser Test ermöglicht es zu prüfen, ob sich zwei unabhängige Stichproben signifikant voneinander unterscheiden. Dazu werden anstatt der Mittelwerte die Ränge (Werte nach ihrer Größe sortiert) jeder Gruppe gebildet, und diese verglichen. Es handelt sich hierbei um einen nicht parametrischen Test.

Ziel der statistischen Analyse war es herauszufinden, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Materialien hinsichtlich ihrer Speicheltoleranz gibt und ob die Kontamination mit Speichel einen Einfluss auf die Haftwerte der Befestigungszemente hat.

Anhand der Messung der Scherhaftfestigkeit der einzelnen Proben sollten folgende primären Null-Hypothesen untersucht werden:

- i. Es gibt keinen Unterschied in der SBS zwischen Test- und Kontrollgruppe ohne vorherige Speichelkontamination
- ii. Es gibt keinen Unterschied in der SBS zwischen Test- und Kontrollgruppe nach frischer Speichelkontamination
- iii. Es gibt keinen Unterschied in der SBS zwischen Test- und Kontrollgruppe nach Kontamination und Eintrocknen des Speichels

Zusätzlich wurden folgende sekundären Null-Hypothesen innerhalb der beiden Gruppen untersucht:

- i. Es gibt keinen Unterschied zwischen Versuchsreihe a) ohne Speichelkontamination und Versuchsreihe b) mit frischer Speichelkontamination
- ii. Es gibt keinen Unterschied zwischen Versuchsreihe a) ohne Speichelkontamination und Versuchsreihe c) mit eingetrocknetem Speichel
- iii. Es gibt keinen Unterschied zwischen Versuchsreihe b) mit frischer Speichelkontamination und Versuchsreihe c) mit eingetrocknetem Speichel

3. Ergebnisse

Für diese Studie wurde an 120 extrahierten Molaren die Scherhaftfestigkeit zweier kunststoffmodifizierten Glasionomerezemente a) ohne Speichelkontamination, b) mit Speichelkontamination (frischer Speichel) und c) mit Speichelkontamination (eingetrockneter Speichel) untersucht. Die gemessenen Werte des SBS-Versuchs wurden in Newton gemessen und in Megapascal (MPa) umgerechnet (Abb. 13). Bei Megapascal handelt es sich um die Einheit, die den Druck oder die Spannung auf einer Fläche beschreibt (Scibante et al., 2016).

3.1 Adhäsionswerte der verschiedenen Versuchsgruppen

Da diese Studie randomisiert durchgeführt wurde und die Proben der einzelnen Gruppen nicht zusammen, sondern in zufälliger Reihenfolge hergestellt und gemessen wurden, sind zur besseren Übersicht die einzelnen Proben samt ihrer Adhäsionswerte wieder ihren jeweiligen Versuchsgruppen zugeordnet worden. Im folgenden Abschnitt sind die Proben der einzelnen Gruppen in chronologischer Reihenfolge zusammen mit ihren entsprechenden Kräften in Newton und den daraus resultierenden Adhäsionswerten in MPa tabellarisch aufgeführt. Eine vollständige tabellarische Aufführung ist im Anhang zu finden (Tab. 21). Zusätzlich wurden bei Proben, bei denen Besonderheiten aufgetreten sind, Notizen angefertigt. Diese werden ebenfalls im folgenden Abschnitt vermerkt. Die folgenden Tabellen zeigen die Probennummern, die gemessene Kraft in Newton und die daraus resultierenden Haftwerte in MPa. Die Durchschnittswerte sind sowohl mit Berücksichtigung der Messausfälle (ohne Klammer), als auch ohne Berücksichtigung (mit Klammer) angegeben.

3.1.1 Testgruppe a)

Die SBS der Testgruppe a) lag im Durchschnitt bei 1,01 MPa. Bei 6 der 20 Proben konnten keine Messungen durchgeführt werden. Ursache war, dass die Metall-Stäbchen bereits in der Schale abgefallen oder die Haftwerte so gering waren, dass die SBS nicht ermittelt werden konnte. Wenn man nur die gemessenen Proben berücksichtigt, lag die durchschnittliche SBS bei 1,45 MPa (Tab. 2). Bei den Proben 3, 10 und 62 konnte Rost am Übergang zwischen Zahn und Metal-Rod festgestellt werden.

Tab. 2: Scherhaftfestigkeit Testgruppe a)

Testgruppe a)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
1	31,20	4,44
2	0,00	0,00
3	12,40	1,77
4	7,78	1,11
5	0,00	0,00
6	11,40	1,62
7	21,30	3,03
8	6,57	0,94
9	0,80	0,11
10	17,60	2,51
61	0,00	0,00
62	0,00	0,00
63	2,71	0,39
64	0,00	0,00
65	2,36	0,34
66	7,37	1,05
67	10,60	1,51
68	2,13	0,30
69	0,00	0,00
70	8,13	1,16
Durchschnitt (ohne Messausfall)	7,12 (10,17)	1,01 (1,45)

3.1.2 Testgruppe b)

Testgruppe b), konnte im Durchschnitt eine SBS von 1 MPa bzw. 1,54 MPa erreichen. In dieser Versuchsgruppe konnten 7 der 20 Proben keine Werte erzielen (Tab. 3). Während des Einspannens der Probe 72 konnte festgestellt werden, dass während der Versuchsdurchführung fälschlicherweise die Zementreste am Metall-Stäbchen nicht entfernt wurden.

Tab. 3: Scherhaftfestigkeit Testgruppe b)

Testgruppe b)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
11	0,00	0,00
12	11,00	1,57
13	19,80	2,82
14	8,72	1,24
15	0,00	0,00
16	0,55	0,08
17	10,60	1,51
18	0,00	0,00
19	10,00	1,42
20	12,10	1,72
71	0,00	0,00
72	20,60	2,93
73	0,00	0,00
74	0,00	0,00
75	10,10	1,44
76	0,00	0,00
77	6,13	0,87
78	8,53	1,21
79	4,37	0,62
80	17,80	2,54
Durchschnitt (ohne Messausfall)	7,02 (10,79)	1,00 (1,54)

3.1.3 Testgruppe c)

Die Adhäsionswerte der Testgruppe c) ergaben im Durchschnitt eine SBS von 0,65 MPa bzw. 1,15 MPa. In dieser Versuchsgruppe konnten 11 der 20 Proben nicht gemessen werden (Tab 4). An Probe 24 und 85 konnte genau wie in der Kontrollgruppe Rost an der Übergangsfläche zwischen Stäbchen und Zahn festgestellt werden.

Tab. 4: Scherhaftfestigkeit Testgruppe c)

Testgruppe c)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
21	0,00	0,00
22	0,00	0,00
23	0,00	0,00
24	5,72	0,81
25	13,00	1,85
26	9,95	1,42
27	7,59	1,08
28	16,30	2,32
29	12,00	1,71
30	0,00	0,00
81	4,05	0,58
82	0,00	0,00
83	0,00	0,00
84	0,59	0,08
85	0,95	0,14
86	0,00	0,00
87	14,40	2,05
88	7,34	1,05
89	0,00	0,00
90	0,00	0,00
Durchschnitt (ohne Messausfall)	4,59 (8,35)	0,65 (1,15)

3.1.4 Kontrollgruppe a)

Die Kontrollgruppe a) erzielte eine durchschnittliche SBS von 2,01 MPa bzw. 2,12 MPa. Bei den Proben dieser Gruppe konnten 2 Proben keine messbaren Werte aufweisen (Tab 5). An Probe 96 und 97 konnte erneut Rost beobachtet werden, Probe 40 wies einen vergrößerten Zementüberschuss auf.

Tab. 5: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe a)

Kontrollgruppe a)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
31	3,67	0,52
32	4,20	0,60
33	13,2	1,88
34	9,34	1,33
35	19,30	2,75
36	19,20	2,73
37	1,14	0,16
38	7,78	1,11
39	0,00	0,00
40	26,70	13,80
91	24,50	3,49
92	2,31	0,33
93	34,40	4,90
94	15,70	2,24
95	19,10	2,72
96	6,05	0,86
97	0,00	0,00
98	13,40	1,91
99	26,50	3,77
100	36,20	5,16
Durchschnitt (ohne Messausfall)	14,13 (14,88)	2,01 (2,12)

3.1.5 Kontrollgruppe b)

In der Kontrollgruppe b) erreichten die Proben einen durchschnittlichen Adhäsionswert von 2,34 MPa. Wenn die Probe bei der keine Messung durchgeführt werden konnte nicht mit einbezogen wird, lag der erreichte Wert bei 2,46 MPa. Hier konnte lediglich eine Probe keine messbaren Ergebnisse vorweisen (Tab. 6). Bei Probe 41 und 45 konnten einen erhöhten Zementüberschuss beobachtet werden.

Tab. 6: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe b)

Kontrollgruppe b)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
41	31,70	4,51
42	19,00	2,71
43	16,60	2,36
44	12,60	1,79
45	26,40	3,76
46	12,00	1,71
47	8,16	1,16
48	0,00	0,00
49	15,20	2,16
50	1,38	0,20
101	4,57	0,65
102	24,60	3,50
103	31,10	4,43
104	2,47	0,35
105	29,50	4,20
106	19,10	2,72
107	9,66	1,38
108	21,50	3,06
109	18,40	2,62
110	24,90	3,55
Durchschnitt (ohne Messausfall)	16,44 (17,31)	2,34 (2,46)

3.1.6 Kontrollgruppe c)

Die SBS der Kontrollgruppe c) lag im Durchschnitt bei 2,59 MPa, bzw. 2,73 MPa. Hier konnte genau wie in der vorherigen Gruppe eine Probe keine messbaren Werte aufweisen (Tab. 7). Bei Probe 60 wurden fälschlicherweise die Zementreste nicht entfernt. Probe 117 wies die Besonderheit auf, dass hier Rost auf der Verbundfläche zwischen Metall-Stäbchen und Zahn beobachtet werden konnte

Tab. 7: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe c)

Kontrollgruppe c)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
51	14,20	2,02
52	10,30	1,47
53	20,00	2,85
54	0,00	0,00
55	14,40	2,05
56	35,30	5,03
57	7,02	1,00
58	10,20	1,45
59	17,20	2,45
60	32,00	4,56
111	8,95	1,27
112	3,51	0,50
113	29,20	4,16
114	6,14	0,87
115	31,50	4,49
116	21,70	3,09
117	61,10	8,70
118	18,60	2,65
119	7,10	1,01
120	15,60	2,22
Durchschnitt (ohne Messausfall)	18,20 (19,30)	2,59 (2,73)

3.2 Relative Abweichungen der Versuchsgruppen

Um die relative Abweichung des Mittelwertes der verschiedenen Gruppen zu berechnen, wurden die jeweiligen Versuchsreihen a) (ohne Speichelkontamination) als Ausgangswerte genutzt.

Beim Vergleich der Testgruppe a) mit der Testgruppe b) (frischer Speichel) schnitt die Testgruppe a) 6,20 % schlechter ab. Wenn man die Testgruppe a) hingegen mit der Testgruppe c) (eingetrockneter Speichel) vergleicht, hat die Testgruppe a) 17,90 % besser abgeschnitten.

Bei der Kontrollgruppe haben sowohl die Kontrollgruppe b), als auch die Kontrollgruppe c) besser abgeschnitten als die Kontrollgruppe a). Hier war die Kontrollgruppe b) 16,00 % besser und die Kontrollgruppe c) 28,80 % besser als die Kontrollgruppe a).

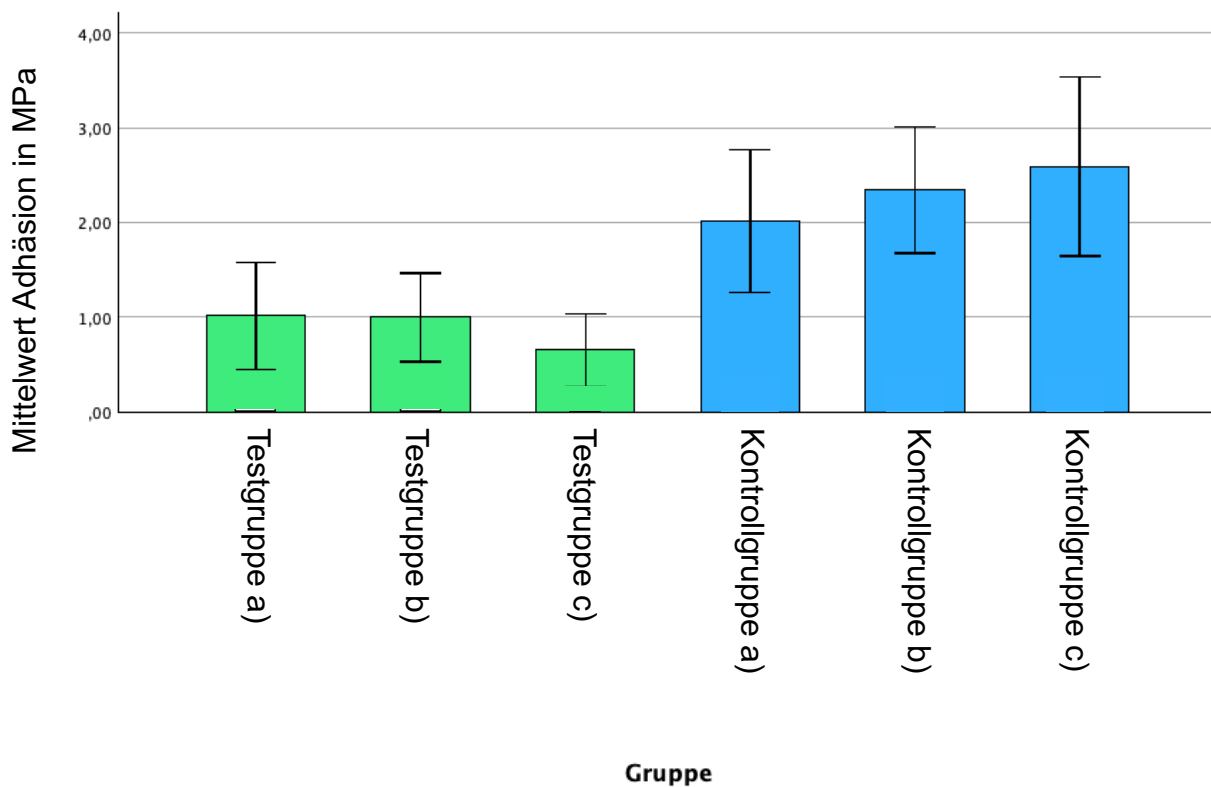


Abb. 13: Vergleich der Adhäsion der Versuchsgruppen

3.3 Statistische Auswertung

Beim Vergleich der Testgruppe mit der Kontrollgruppe, beide ohne Speichelkontamination, konnte ein signifikanter Unterschied zum Vorteil der Kontrollgruppe festgestellt werden. Die Nullhypothese wurde nicht angenommen.

Tab. 8: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Kontrollgruppe a)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe a)	20	16,53	330,50	
Kontrollgruppe a)	20	24,48	489,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,031

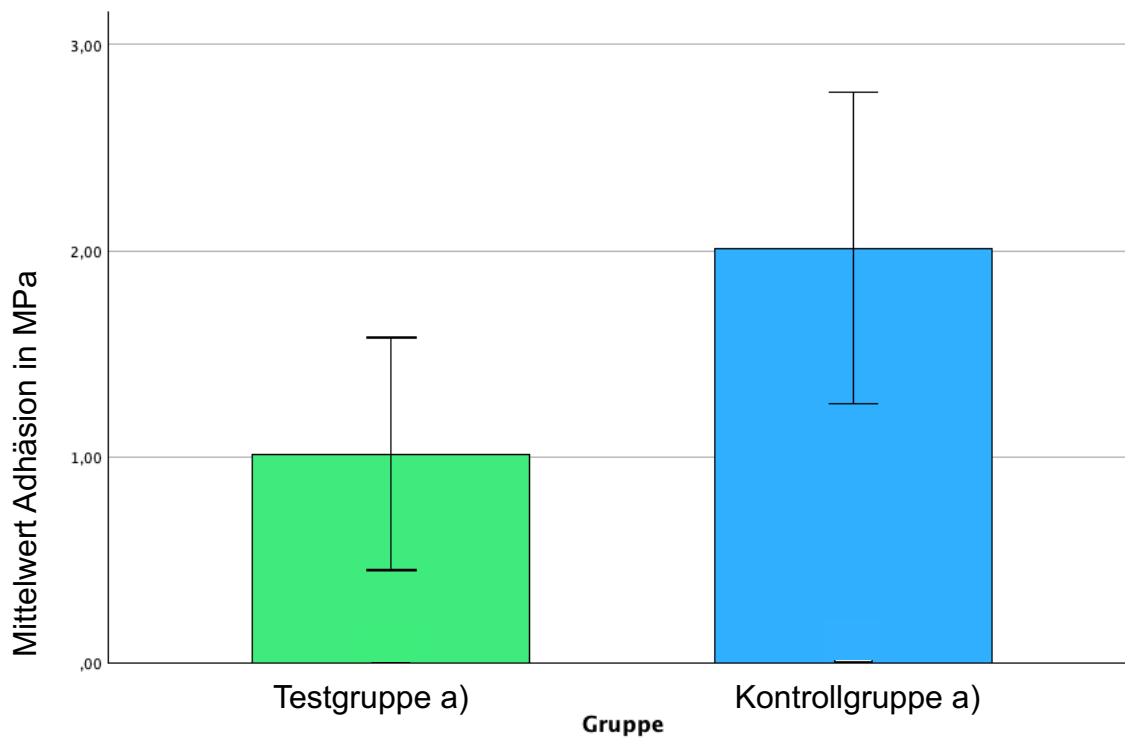


Abb. 14: Vergleich Testgruppe a) vs. Kontrollgruppe a)

Beim Vergleich der Testgruppe mit der Kontrollgruppe, beide mit frischer Speichelkontamination, konnte ein signifikanter Unterschied zum Vorteil der Kontrollgruppe festgestellt werden. Die Nullhypothese wurde nicht angenommen.

Tab. 9: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe b) und Kontrollgruppe b)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe b)	20	14,93	298,50	
Kontrollgruppe b)	20	26,08	521,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,002

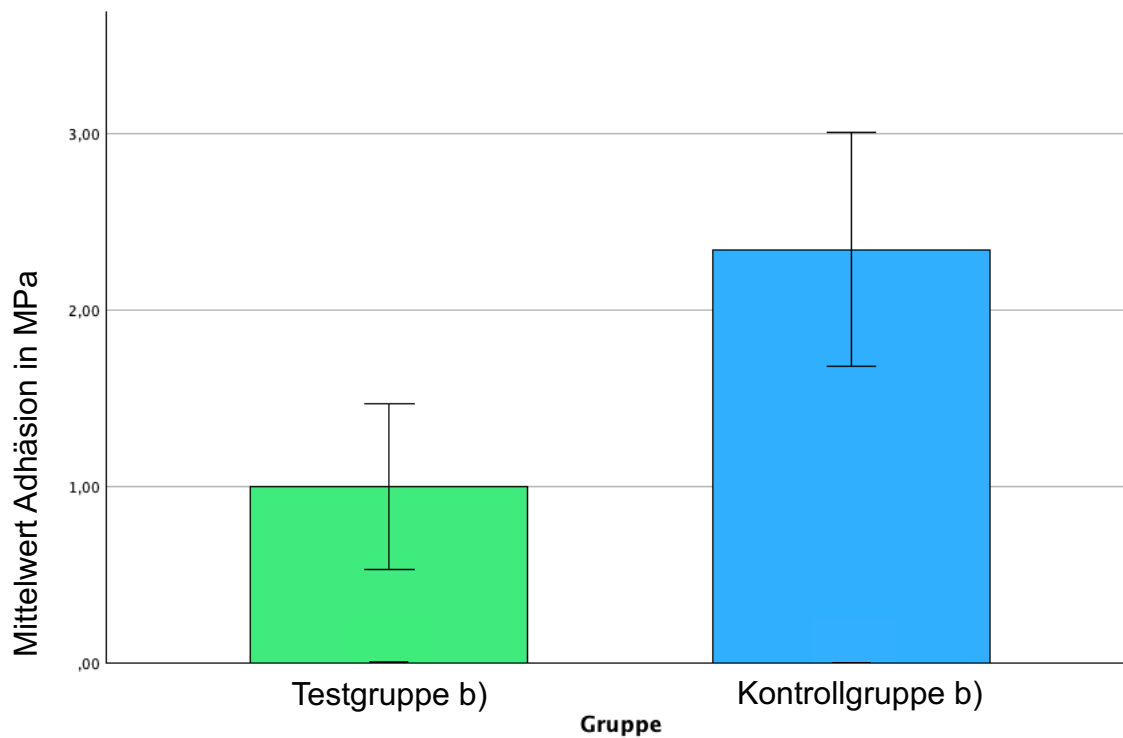


Abb. 15: Vergleich Testgruppe b) vs. Kontrollgruppe b)

Auch beim Vergleich der der Testgruppe mit der Kontrollgruppe, beide mit eingetrockneter Speichelkontamination konnte ein signifikanter Unterschied zum Vorteil der Kontrollgruppe festgestellt werden. Die Nullhypothese wird ebenfalls nicht angenommen.

Tab. 10: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe c) und Kontrollgruppe c)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe c)	20	13,65	273,00	
Kontrollgruppe c)	20	27,35	547,00	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				<0,001

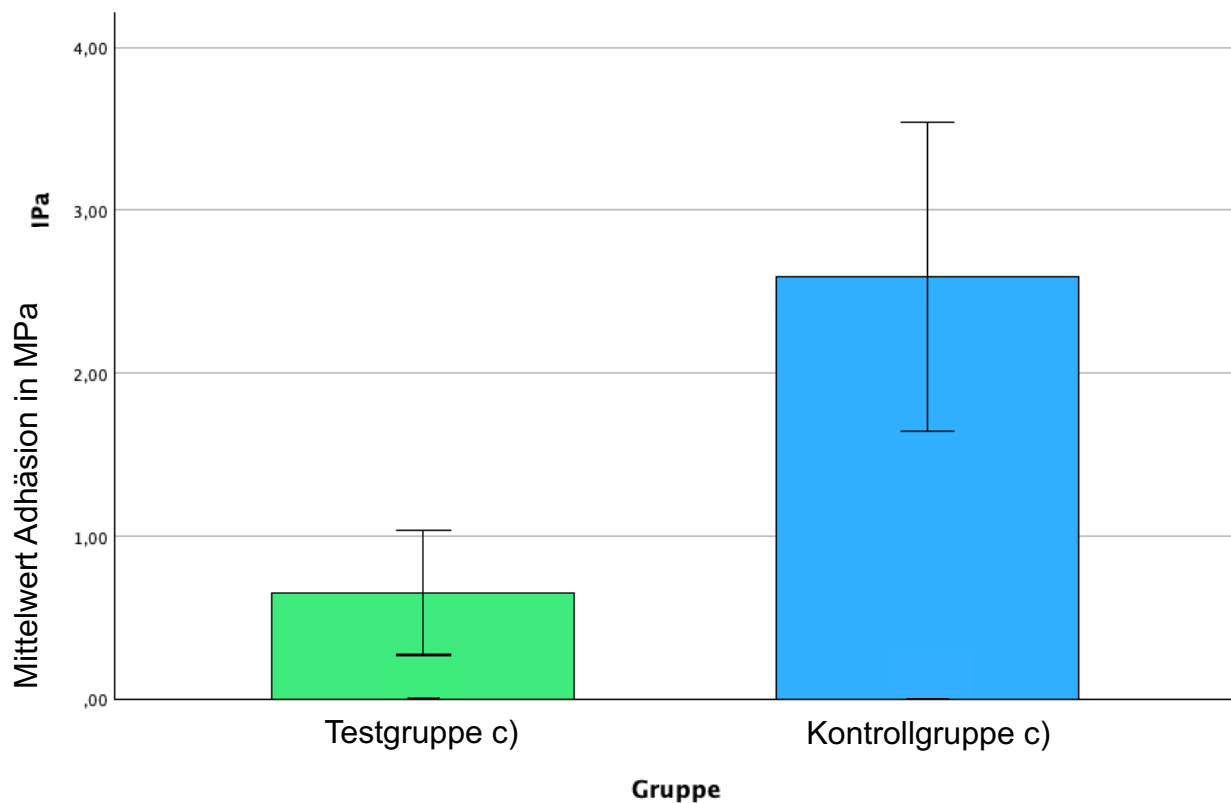


Abb. 16: Vergleich Testgruppe c) vs. Kontrollgruppe c)

Um herauszufinden, ob eine Speichelkontamination Auswirkung auf die Adhäsionswerte der beiden Glasionomerezemente hat, wurden die Gruppen innerhalb eines Materials gegenübergestellt. Dabei wurden sowohl die Versuchsgruppen a) mit den Versuchsgruppe b) und c), als auch die Versuchsgruppen b) und c) miteinander verglichen.

Beim Vergleich der Testgruppe ohne Speichelkontamination (a) mit Testgruppe mit frischer Speichelkontamination (b) konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Auch beim Vergleich der Kontrollgruppe ohne Speichelkontamination (a) mit Kontrollgruppe mit frischer Speichelkontamination (b) ergab sich kein signifikanter Unterschied. In beiden Fällen wurde die Nullhypothese angenommen.

Tab. 11: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Testgruppe b)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe a)	20	20,38	407,50	
Testgruppe b)	20	20,63	412,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,947

Tab. 12: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe a) und Kontrollgruppe b)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Kontrollgruppe a)	20	19,23	384,50	
Kontrollgruppe b)	20	21,78	435,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,495

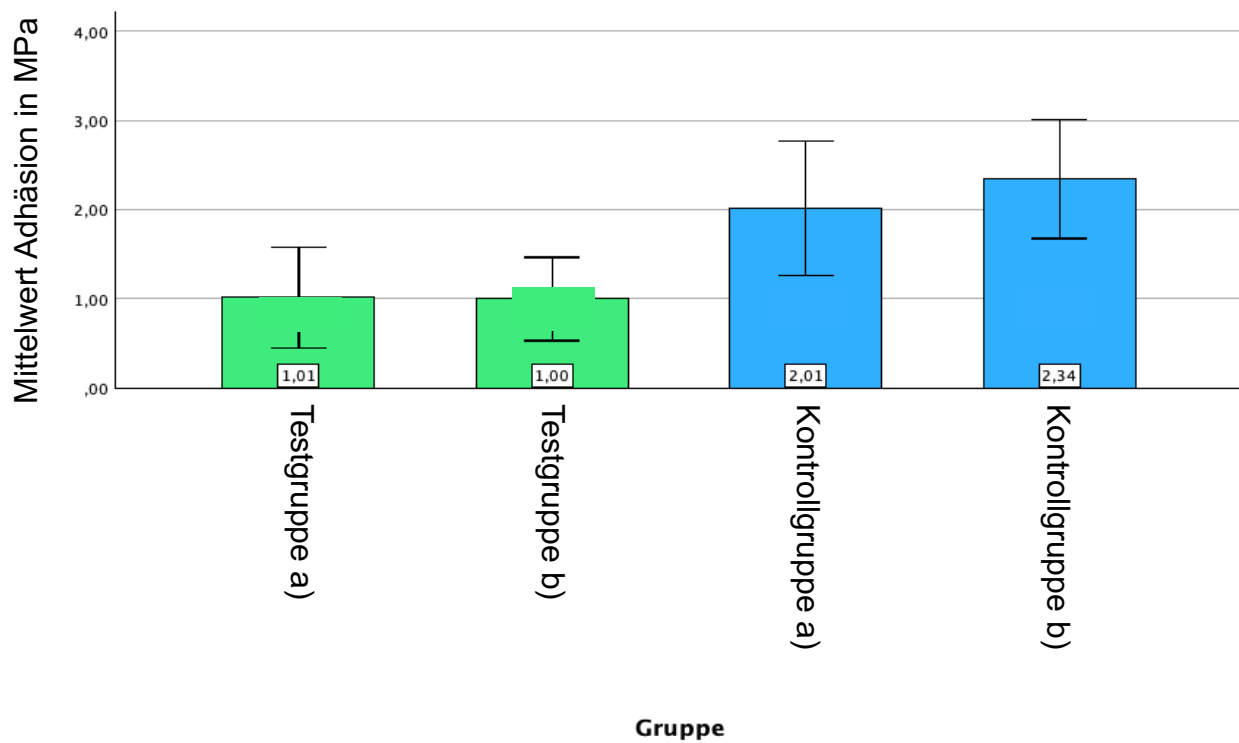


Abb. 17: Vergleich Versuchsgruppen a) vs. Versuchsgruppen b)

Beim Vergleich der Testgruppe ohne Speichelkontamination (a) mit Testgruppe mit eingetrocknetem Speichel (c) erneut kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Beim Vergleich der Kontrollgruppe ohne Speichelkontamination (a) mit Kontrollgruppe mit eingetrocknetem Speichel (c) ergab sich auch kein signifikanter Unterschied. Auch hier wurde in beiden Fällen die Nullhypothese angenommen.

Tab. 13: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Testgruppe c)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe a)	20	22,28	445,50	
Testgruppe c)	20	18,73	374,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,324

Tab. 14: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe a) und Kontrollgruppe c)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Kontrollgruppe a)	20	18,90	378,00	
Kontrollgruppe c)	20	22,10	442,00	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,387

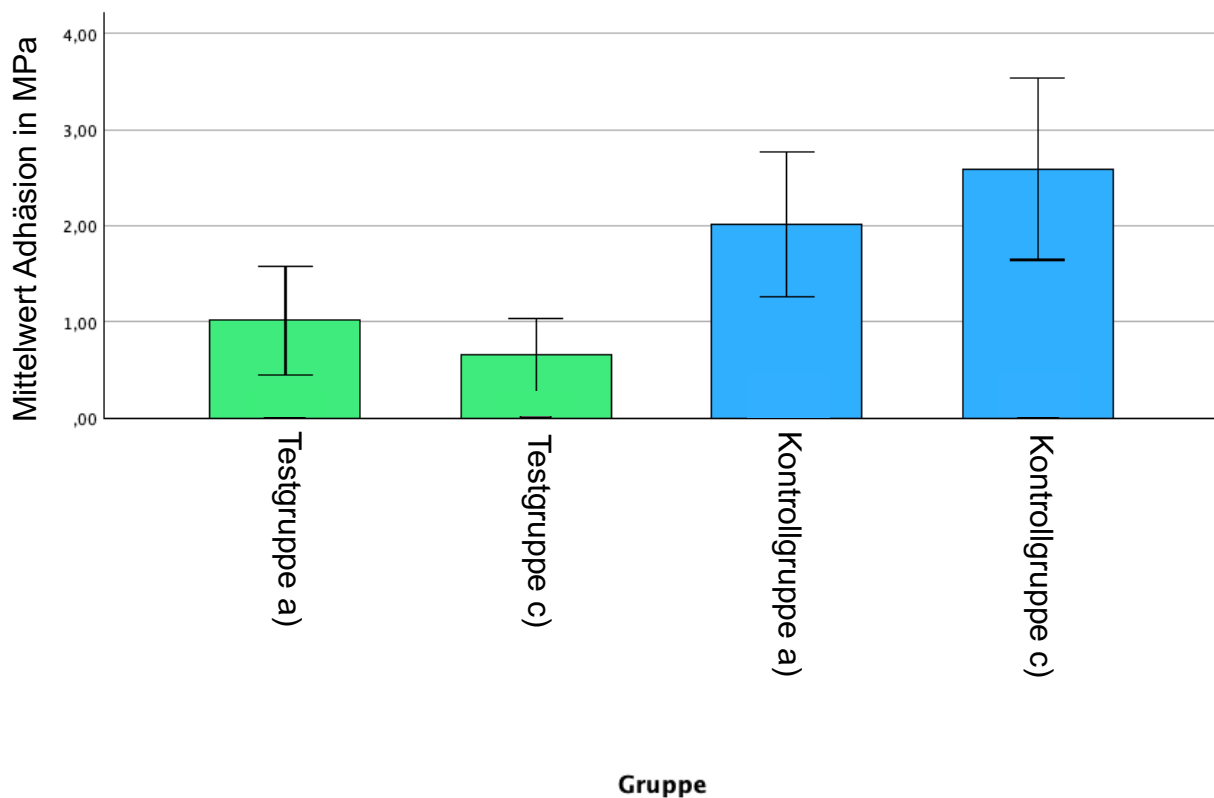


Abb. 18: Vergleich Versuchsgruppen a) vs. Versuchsgruppen c)

Im letzten Vergleich wurden nun getestet, ob es einen Unterschied zwischen den Versuchsgruppen mit frischer Speichelkontamination (b) und Versuchsgruppen mit eingetrocknetem Speichel (c) gibt. Sowohl bei der Testgruppe, als auch bei der Kontrollgruppe konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen b) und c) festgestellt werden. In beiden Fällen wurde die Nullhypothese angenommen.

Tab. 15: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe b) und Testgruppe c)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Testgruppe b)	20	22,33	446,50	
Testgruppe c)	20	18,68	373,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,307

Tab. 16: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe b) und Kontrollgruppe c)

Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme	p
Kontrollgruppe b)	20	20,43	408,50	
Kontrollgruppe c)	20	20,58	411,50	
Gesamt	40			
Asymp. Sig. (2-seitig)				0,968

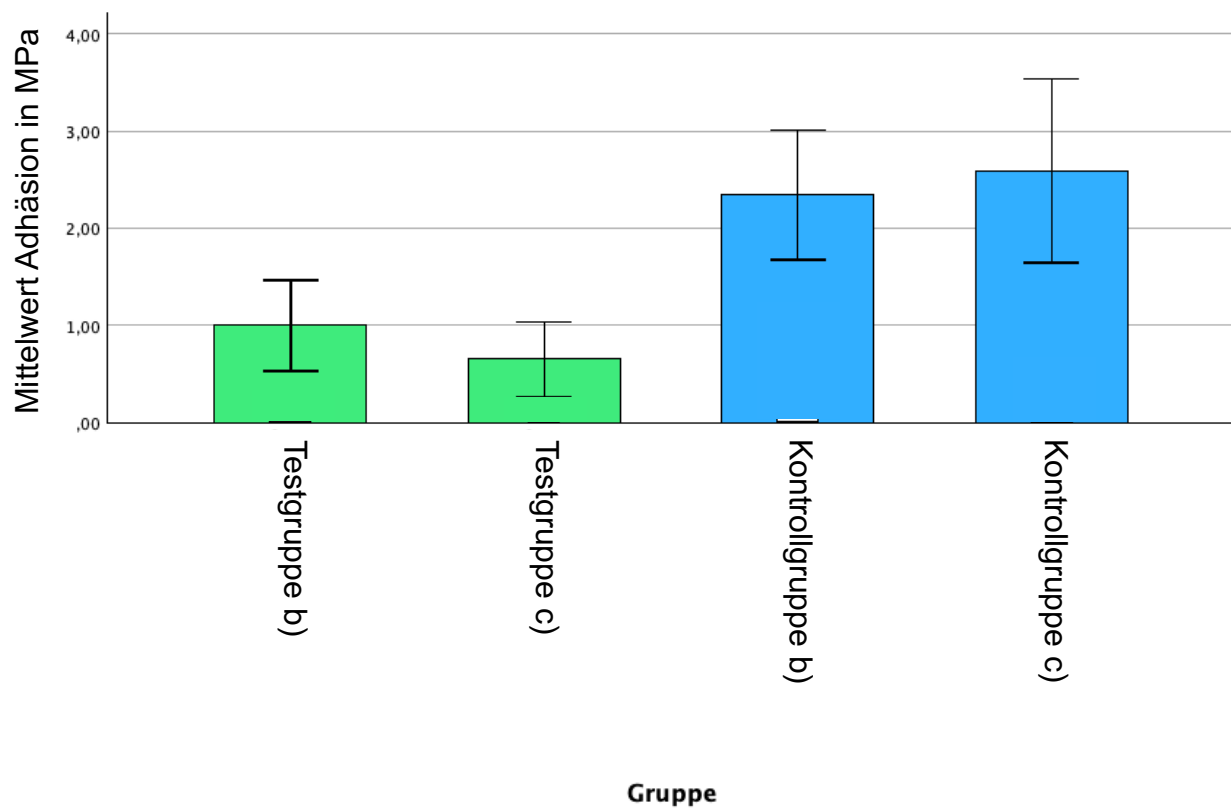


Abb. 19: Vergleich Versuchsreihen b) vs. Versuchsreihen c)

4. Diskussion

Die vorliegende Dissertation diente dazu, einen sich Entwicklung befindenden kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (KGIZ) mit dem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement Ketac Cem Plus Automix bezüglich seiner Adhäsionswerte nach Kontamination mit künstlichem Speichel zu vergleichen. In allen 3 getesteten Gruppen konnte Ketac Cem Plus Automix signifikant bessere Adhäsionswerte erzielen als der experimentelle KGIZ. Eine vorherige Kontamination mit Speichel, sowohl im eingetrockneten, als auch im frischen Zustand, hatte bei beiden Materialien keinen signifikanten Einfluss auf die Adhäsionswerte.

4.1 Material- und Methodendiskussion

In dieser In-vitro-Studie wurden 120 extrahierte Zähne genutzt. Um ein möglichst repräsentatives Ergebnis zu erzielen wurden lediglich karies- und füllungsfreie Molaren verwendet. Alle Zähne sind aus medizinischer Notwendigkeit extrahiert worden. Die Patienten stimmten im Vorfeld der Verwendung in dieser Studie zu. Nach Anfrage bei der Ethikkommission war ein Ethikvotum nicht nötig.

Die Zähne wurden in einer Teflonform mit identisch großen Hohlräumen eingebettet. Nach dem Ausbetten der Zähne wurden diese mithilfe eines Siliziumkarbit-Schleifpapiers mit der Körnung 600 unter Wasserkühlung geschliffen. Dies sollte eine Schmierschicht simulieren, um die Situation einer Zahnpräparation möglichst praxisnah nachzuahmen. Dieses Verfahren hat sich in mehreren Studien als bewährt erwiesen (Almuammar et al., 2001, Phrukkanon et al. 1998). Dennoch gibt es auch Studien, bei denen auf andere Körnungen zurückgegriffen wurde (Rasmussen et al., 1996; Shimazu et al., 2014). Dadurch ist zumindest ein direkter Vergleich mit solchen Studien, als kritisch zu betrachten. Durch entweder feinere oder gröbere Oberflächen würde sich ein anderes Relief auf der Dentinfläche bilden, welchen Einfluss auf die resultierenden Haftwerte haben könnte.

Zur Messung der Adhäsion wurden Metall-Stäbchen mit einem Durchmesser von 2,99 mm appliziert. Um sicherzustellen, dass es keine produktionsbedingten Abweichungen in der Größe und Zusammensetzung der Metall-Stäbchen bestanden, wurden alle Stifte aus der gleichen Charge genutzt. Um bei der späteren Messung einen Bruch zwischen Zahn und

Zement und nicht zwischen Metall-Stäbchen und Zement zu gewährleisten, wurde die Applikationsfläche der Metallstifte vorher mit Edelmetall bestrahlt. Um sicherzustellen, dass bei allen Metallstiften die gesamte Oberfläche behandelt wurde, wurde diese vorher mit einem Edding eingefärbt. Dadurch wurde sichergestellt, dass immer die gleiche Haftfläche vorhanden war. Dieses Verfahren hat sich auch zur Testung anderer Werkstoffe bei Dentsply Sirona als bewährt erwiesen. In anderen Studien, bei denen eine Scherhaftfestigkeit gemessen werden sollte, wurden andere Verfahren oder Materialien genutzt. Es sind etwa Vorrichtungen auf den Zähnen appliziert worden, um einen kompletten Block des getesteten Materials herzustellen und diesen als Ansatzpunkt für den späteren Abscherversuch zu nutzen (Eren et al., 2013, Kim et al. 2022). Weitere Studien nutzten anstelle von Metall-Stäbchen Kompositblöcke (Phrukkanon et al., 1998). Da beide Zemente zur Befestigung von Metallrestorationen oder auch Keramikrestorationen entwickelt worden sind, erschien ein Versuchsaufbau mit einem Verbund aus Zahn, Zement und Metall-Stäbchen als am praxisnahsten.

Durch die Vorbereitung, sowohl der hergestellten Zahnblöcke bei 37° C in einem mit Wasser gefülltem Behälter, als auch der Belastungsapparaturen bei 37° C und 70 % Luftfeuchtigkeit, sollte sichergestellt werden, dass die Bedingungen möglichst denen der Mundhöhle entsprechen. Auch die initiale Aushärtung der applizierten Metallstifte fand bei 37° C und 70 % Luftfeuchtigkeit statt. Besonders die Simulation des feuchten Milieus der Mundhöhle war für die präparierten Zahnblöcke essenziell, um ein Austrocknen der freigelegten Kollagenfasern zu verhindern. Studien zeigen, dass ein Austrocknen des Dentins zu einer Verschlechterung der Adhäsiv-Haftung führte (Takai et al., 2012). Ob das Austrocknen des Dentins auch Einfluss auf die Haftung von kunststoffmodifizierten Glasionomerkementen hat, müsste in weiteren Studien genauer betrachtet werden. Da kunststoffmodifizierte Glasionomerkemente partiell aus Kunststoff bestehen, sollte hier präventiv ein Austrocknen des Dentins und somit etwaige Veränderung der Adhäsionswerte verhindert werden. Kritisch ist jedoch besonders die Konstanz der Luftfeuchtigkeit beim Herein- und Herausnehmen der Belastungsgewichte während der Versuchsdurchführung zu betrachten. Da es sich beim genutzten Feuchte-Ofen um ein relativ kleines Gerät handelte, ist nicht auszuschließen, dass während des Herein- und Herausnehmens der Belastungsgewichte ein Teil der Luftfeuchtigkeit entwichen ist. Zwar wurde die Luftfeuchtigkeit immer mithilfe eines Hygrometers überprüft und hatte nach

Öffnen der Tür immer 70 % Luftfeuchtigkeit, es besteht aber die Möglichkeit, dass dieses nicht schnell genug adaptierte und somit zu Beginn der Aushärtungsperiode die Luftfeuchtigkeit zeitweise unter 70 % lag. Inwieweit dies nun Auswirkung auf die späteren Adhäsionswerte hatte, ist fraglich. Während der Versuchsdurchführung wurde bei 80 der 120 Proben künstlicher Speichel appliziert. Um sicherzustellen, dass sich die entnommene Speichelmenge immer gleich zusammengesetzt hat, wurde das Gefäß, welches den Speichel enthalten hat, immer vor der Entnahme geschüttelt. Dennoch besteht die Möglichkeit, dass es Unterschiede in der Zusammensetzung für die einzelnen Proben gegeben hat, da die Dauer der Durchmischung nicht zeitlich festgelegt wurde und somit keine Sicherheit gegeben ist, dass bei jeder Speichelentnahme die Konzentration identisch war. Um den Versuch noch praxisnäher zu gestalten, hätte man anstatt künstlichem Speichel, Speichel von Probanden entnehmen können. In diesem Fall wäre eine Entnahme von einer einzigen Testperson am sinnvollsten gewesen, da Entnahmen von mehreren Individuen wiederum einen Unterschied in der Speichelzusammensetzung zur Folge hätte. Die Probenherstellung und Versuchsdurchführung wurden möglichst einfach gestaltet, um mögliche verfahrensbedingte Fehler auf ein Minimum zu reduzieren. Zusätzlich wurden neben der Kontrolle der Luftfeuchtigkeit durch ein Hygrometer auch alle zeitlich abhängigen Faktoren, wie die Trocknung des Speichels oder die initiale Aushärtung im Trockenofen, mit einer Stoppuhr kontrolliert. Dies ermöglichte, dass alle Proben den gleichen Bedingungen ausgesetzt wurden. Sowohl während der Versuchsdurchführung, als auch während der Messung der Adhäsionswerte, wurden alle Auffälligkeiten notiert, um später Rückschlüsse auf mögliche Besonderheiten der Ergebnisse schließen zu können.

Zur Messung der Adhäsionswerte wurde ein Scherhaftfestigkeits-Versuch durchgeführt. Dieser hat sich als Standardverfahren in der Messung von Adhäsionswerten etabliert. Bishara et al. (2009) zeigte jedoch, dass ein Vergleich von Studien nur aussagekräftig ist, wenn alle Variablen identisch sind. Pecora et al. (2002) konnte beispielsweise einen signifikanten Unterschied in der gemessenen Adhäsion alleine durch unterschiedliche Abschervorrichtungen feststellen. Daher wurde 2013 die DIN EN ISO 29022:2013 eingeführt, wodurch ein Vergleich von Studien deutlich vereinfacht wird. In der hier durchgeführten Studie wurde bewusst die DIN EN ISO 29022:2013 nicht eingehalten. Sie sieht vor, dass es sich bei den Prüfkörper um Komposit-Materialien handelt. Die

Prüfkörper sollen zylindrisch sein und einen Durchmesser von 2,38 mm haben. Aufgrund der Verwendung von Metallstiften mit einem Durchmesser von 2,99 mm ist diese Studie nicht mehr ISO konform. Die Metallstifte sollen jedoch zu einer besseren Simulation der klinischen Situation führen, da in der Regel ein Verbund des Befestigungszements mit einer metallischen sekundären Restauration stattfindet und nicht einer kompositbasierten. Zusätzlich konnte aufgrund des erhöhten Durchmessers der Metallstifte kein „Notched-Edged“-Abschervorrichtung genutzt werden, welche ebenfalls in der oben genannten ISO-Norm vorausgesetzt wird.

4.2 Ergebnisdiskussion

Die vorliegende Studie hat zwei kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente miteinander bezüglich ihrer Haftwerte und Speicheltoleranz verglichen. Es konnte festgestellt werden, dass Ketac Cem Plus Automix in allen Gruppen signifikant bessere Haftwerte erzielen konnte als der experimentelle KGIZ. Beim Vergleich innerhalb der Gruppen eines Materials, also der Kontrollgruppen ohne Speichel mit den beiden Gruppen, bei denen vorher eine Speichelkontamination stattgefunden hat, und zwischen den beiden verschiedenen Varianten der Speichelkontamination, konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Interessant ist hier jedoch, dass bei Ketac Cem Plus Automix sowohl die Gruppe Speichelkontamination (frisch) mit durchschnittlich 2,34 MPa, als auch die Gruppe Speichelkontamination (eingetrocknet) mit durchschnittlich 2,59 MPa besser abgeschnitten haben als die Kontrollgruppe ohne Speichelkontamination mit 2,01 MPa. Shimazu et al. (2014) hat bereits gezeigt, dass eine Kontamination mit künstlichem Speichel keine Auswirkung auf die Scherhaftfestigkeit von kunststoffmodifizierten Glasionomerezementen, weder auf Schmelz, noch auf Dentin, hat. Man würde aber dennoch vermuten, dass es durch den Speichel zu einer Verdünnung und Einbringung zusätzlicher Komponenten kommt. Die Folge dessen wäre eine Verschlechterung der Haftwerte. Inwieweit diese Vermutung wirklich zutrifft, müsste in weiteren Studien genauer untersucht werden.

Vergleichswerte bezüglich der SBS gibt es für den experimentellen KGIZ nicht, da sich dieses noch in der Entwicklung befindet. Für Ketac Cem Plus Automix gibt es lediglich Vergleichswerte vom Datenblatt des Produkts. Dort wird die Scherfestigkeit auf Dentin

ohne Speichelkontamination mit ca. 7 MPa angegeben, was ca. dem Dreieinhalbfachen der in dieser Studie gemessenen Werte entspricht. Ursachen für diese starke Varianz könnten Unterschiede in der Versuchsdurchführung sein, welche wie vorher erwähnt mit unterschiedlichen Werten einhergehen können. Da auf dem Produktdatenblatt keine Informationen über den Versuchsaufbau, sondern lediglich über die gemessenen Haftwerte gegeben werden, ist auch hier ein Vergleich kritisch zu betrachten. Eine weitere Ursache für die im Vergleich zu den Herstellerangaben reduzierten Werte, könnte eine erhöhte Polymerisationstemperatur der Einbettmasse beim Einbetten der Zähne sein. Zwar wurden während des Einbettvorgangs Maßnahmen getroffen, um die Polymerisationstemperatur der Einbettmasse möglichst gering zu halten, es ist aber nicht auszuschließen, dass es dennoch zu Temperaturen über 100° C gekommen sein könnte. Der Hersteller gibt für Technovit 4004 Spitzentemperaturen von 110° C bei der Aushärtung im Block an. Dentin besteht zu 20 % aus einer organischen Matrix, dessen Hauptbestandteil Kollagenproteine sind (Tjäderhane et al., 2009). Inoue et al. (2007) hat gezeigt, dass es bei Temperaturen über 100° C zur Denaturierung dieser Proteine kommt, was zu einer verringerten Scherfestigkeit führt. Auch hier müsste in weiteren Studien untersucht werden, inwieweit dies einen Einfluss auf die Haftwerte von kunststoffmodifizierten Glasionomern hat.

Bei den Messwerten der einzelnen Proben konnten bei 5 der 120 Proben festgestellt werden, dass es zu einer unzureichenden Entfernung der Zementüberschüsse kam, was im Vergleich zu Proben mit zufriedenstellender Entfernung der Überschüsse zu eher erhöhten Haftwerten geführt hat. Da es bei der Belastung der Metall-Stäbchen zur Verdrängung des Zements kam, war ein Zementüberschuss nahezu unvermeidlich. Dies wird zu einer leichten Verzerrung der Ergebnisse geführt haben. Zusätzlich wurden bei 10 der 120 Proben Rost an den Verbundflächen zwischen Zahn und Metallstift festgestellt. Da es bei Proben an denen Rost festgestellt wurde, sowohl zu erhöhten Messwerten, als auch zu nicht messbaren Werten gekommen ist, kann hier keine Aussage getroffen werden, ob es dadurch generell zu einem besseren oder schlechterem Adhäsionswert erzielt wurde, dennoch hat auch hier eine Verzerrung der Messergebnisse stattgefunden. Da sich der Rost lediglich an den Verbundflächen zwischen Zahn und Metallstift gebildet hat, ist naheliegend, dass die vorherige Bestrahlung der Haftflächen mittels Edelkorund Einfluss auf die Bildung des Rosts hatte. Auch die Lagerung in Wasser wird den Prozess

der Korrosion beschleunigt haben. Da bei einer möglichst genauen Simulation der Mundhöhle, eine gewisse Feuchtigkeit bei den verschiedenen Stadien des Versuchsaufbaus unumgänglich ist, ist auch die Gefahr der Korrosion nicht vermeidbar gewesen. Auffällig ist jedoch, dass die Problematik der Rostbildung vermehrt in der Testgruppe aufgetreten ist. Ob der verwendete Test-Zement ein Einfluss auf die Rostbildung hatte, ist jedoch reine Spekulation und ohne sachliche Rechtfertigung.

4.3 Stärken und Schwächen

Eine der Stärken dieser Dissertation liegt in dem einfachen und benutzerfreundlichen Versuchsaufbau sowie der Randomisierung der Proben. Dadurch konnten verfahrensbedingte Fehler weitestgehend minimiert werden. Zudem stellte die Randomisierung sicher, dass alle Versuchsgruppen unter den gleichen Bedingungen untersucht wurden. Ein weiterer Vorteil war, dass sämtliche Versuche und Messungen von einer einzigen Person durchgeführt werden konnten, was für eine einheitliche Vorgehensweise sorgte.

Zu den Schwächen der Studie zählt, dass es sich um eine In-vitro-Studie handelt, bei der künstlicher Speichel anstelle von echtem Speichel verwendet wurde. Ebenso stellen schwer kontrollierbare oder messbare Faktoren, wie die Veränderung der Luftfeuchtigkeit im Ofen nach dem Öffnen der Tür oder die Temperatur der eingebetteten Zähne während der Aushärtung der Einbettmasse, potenzielle Fehlerquellen dar.

5. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, einen sich in Entwicklung befindenden kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (KGIZ, Dentsply Sirona, Bensheim) mit dem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement Ketac Cem Plus Automix (Fa. 3M, Neuss) bezüglich seiner Adhäsionswerte unter verschiedenen Bedingungen zu vergleichen. In einem in-vitro-Modell sollten sowohl unter optimalen Bedingungen (absolute Trockenlegung), als auch nach Speichelkontamination Haftwerte gemessen und verglichen werden. Für diese Studie wurden 120 extrahierte, füllungs- und kariesfreie Molaren genutzt und randomisiert in 6 Gruppen à 20 Zahnblöcke eingeteilt. Die Versuchsgruppen (alle n=20) lauteten wie folgt:

Testgruppe:

- a. experimenteller KGIZ ohne Speichelkontamination
- b. experimenteller KGIZ mit Speichelkontamination (frisch)
- c. experimenteller KGIZ mit Speichelkontamination (eingetrocknet)

Kontrollgruppe:

- a. Ketac Cem Plus Automix ohne Speichelkontamination
- b. Ketac Cem Plus Automix mit Speichelkontamination (frisch)
- c. Ketac Cem Plus Automix mit Speichelkontamination (eingetrocknet)

Alle extrahierten Zähne wurden mithilfe von Schleifpapier bis auf das Dentin reduziert. Nach dem Beschleifen der Zähne wurden diese in einer Einbettform eingebettet. Um eine Schmierschicht auf dem Dentin praxisnah zu simulieren, wurde die präparierte Seite mit einem feinen Schleifpapier bearbeitet. Die fertig präparierten Prüfkörper wurden in Wasser eingelegt und zusammen mit Belastungsgewichten in einem Feuchte-Ofen erwärmt. Mit einem Scherhaftfestigkeits-Versuch wurde die Adhäsion des Zements am Zahn geprüft, dafür wurden Metallstäbchen an den Prüfkörper befestigt. 40 Proben erhielten keine weitere Vorbehandlung (Gruppe Test a. und Kontrolle a.). Um die Kontamination mit Speichel zu simulieren, wurde bei den restlichen 80 Proben ein definierter Bereich der Dentinoberfläche mit 1µl künstlicher Speichel benetzt. An je 40

Proben wurde entweder direkt (Gruppe Test b. und Kontrolle b.) oder erst nach 8 min (Gruppe Test c. und Kontrolle c.), wenn der Speichel bei Raumtemperatur eingetrocknet war, geklebt. Das restliche Vorgehen war identisch für alle Gruppen. Nach Aushärten des Zementes wurde mittels einer Zwick-Abschervorrichtung die SBS gemessen.

Die Ergebnisse zeigen, dass der Vergleichszement Ketac Cem Plus Automix sowohl ohne als auch mit Speichelkontamination signifikant bessere Haftwerte erzielte als der konkurrierende experimentelle KGIZ. Bezüglich der Speicheltoleranz konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Proben eines Materials festgestellt werden. Dies galt sowohl für den experimentellen KGIZ, als auch für Ketac Cem Plus Automix.

6. Anhang

6.1 Materialliste

Verbrauchsmaterialien:

- 0,1-0,25 µl Pipette (ONILAB, Walnut, USA)
- 15er Skalpell (handelsüblich)
- Alloy Primer (Kuraray Eutrope GmbH, Hattersheim, Deutschland) (LOT A20132)
- Anmischblock (handelsüblich)
- Applicator Tips (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland)
- Belastungsgewichte (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland, Eigenanfertigung)
- Calibra® Cement Mixing Tips (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland)
- Edding® 3000 Permanent-Marker
- Edelkorund 110 µm (dental bauer GmbH, Tübingen, Deutschland)
- Hammer (handelsüblich)
- Handstück (NSK Ultimate XL)
- Heavy Duty Masking Tape (Scotch, Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)
- experimenteller KGIZ (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) (KS02-121-01)
- Holzstück (Eigenanfertigung)
- Ketac™ Cem Plus Automix (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) (LOT 10790260)
- Ketac™ Cem Plus Automix Aufsatz (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) (LOT 10240556)
- Künstlicher Speichel (Pickering Laboratories, Mountain View, USA) (LOT 2405017)
- Locher (handelsüblich)
- Metall-Stäbchen (Batch 33-102195-00 2024)
- Papiertücher (Tork Matic® Soft Hand Towel Roll Advanced)

- Planstopfer (Carl Martin, Solingen, Deutschland)
- Post IT (handelsüblich)
- Schraubstock (Ultradent, Brunnthal, Deutschland)
- Siliziumcarbid Schleifpapier Grit 320 (P400) (Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland)
- Siliziumcarbid Schleifpapier Grit 600 (P1200) (Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland)
- SONICflex 2003L Airscaler (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland)
- Technovit 4004 (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)
- Teflonform (03.11.2015, Dentsply Sirona, Eigenanfertigung)
- Timer (handelsüblich)
- Trennscheibe (handelsüblich)
- Trimmeraufsatz (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland)
- Verpackungsklebeband (HEMA GmbH & Co. KG, Essen, Deutschland)
- Zahnärztliche Pinzette (Carl Martin, Solingen, Deutschland)

Laborgeräte:

- Jean Wirtz PHOENIX 4000 Multischleifstation
- Renfert BASICmaster Sandstrahler (Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland)
- Tiefkühltruhe -4° C (handelsüblich)
- Trimmer HSS 88 (Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland)
- Ultraschallbad BANDELIN SONOREX DIGITEC (BANDELIN electronic GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland)
- Universalschrank UN 30 (Memmert GmbH & Co. KG, Schwabach, Deutschland)
- Zwick ZMART.PRO (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)

Reagenzien und Chemikalien:

- Destilliertes Wasser (handelsüblich)
- Ethanol 95 % (handelsüblich)
- Kaliumsulfat
- Natriumazid (0,001 % in 0,9 %-iger Kochsalzlösung)

6.2 Randomisierungstabelle

Tab. 17: Randomisierungstabelle der Versuchsreihenfolge

count	rnd. Nr.	count	rnd. Nr.	count	rnd. Nr.	count	rnd. Nr.	count	rnd. Nr.	count	rnd. Nr.
1	33	21	21	41	40	61	74	81	102	101	61
2	59	22	43	42	54	62	96	82	79	102	110
3	44	23	13	43	3	63	109	83	100	103	91
4	52	24	58	44	11	64	119	84	64	104	70
5	17	25	38	45	24	65	113	85	83	105	99
6	15	26	25	46	60	66	98	86	105	106	63
7	48	27	19	47	34	67	65	87	78	107	87
8	20	28	7	48	27	68	101	88	103	108	77
9	41	29	42	49	55	69	120	89	88	109	76
10	9	30	37	50	35	70	81	90	89	110	84
11	29	31	28	51	10	71	67	91	116	111	85
12	23	32	45	52	16	72	114	92	115	112	107
13	39	33	6	53	4	73	69	93	106	113	112
14	46	34	18	54	30	74	108	94	73	114	93
15	32	35	12	55	2	75	82	95	62	115	72
16	14	36	26	56	51	76	92	96	66	116	75
17	53	37	36	57	1	77	68	97	95	117	94
18	57	38	49	58	5	78	80	98	117	118	118
19	31	39	8	59	56	79	97	99	86	119	111
20	47	40	50	60	22	80	71	100	90	120	104

6.3 Zusammensetzung der Materialien

Tab. 18: Zusammensetzung experimenteller KGIZ (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland)

Komponenten
Wasser
Hydrophile <u>Monomermischung</u>
Radioopaker
MDP – Monomer
Reaktive Glas-Füllstoffe
Polysäuren
Initiator zur Lichthärtung
Initiator zur Selbsthärtung
Glas-Füllstoff

Tab. 19: Zusammensetzung Ketac™ Cem Plus Automix (Fa. 3M)

Chemischer Name	Gew. - %
Glaspulver (65997-17-3), Oberfläche mit 2-Propensäure, 2 methyl-.3-(trimethoxysilyl)propyl ester (2530-85-0), Füllmaterial	70 - 80
Wasser	10 - 20
2-Hydroxyethylmethacrylat	< 10
Silanamin, 1,1,1-trimethyl-n-(trimethylsilyl)-, Hydrolyseprodukte mit Siliciumdioxid	1 - 5
4-Dimethylamino-Phenethylalkohol	< 1
Titandioxid	< 0,5

Tab. 20: Zusammensetzung künstlicher Speichel (Herstellerangaben)

Natriumchlorid	Kaliumchlorid	Magnesium Chlorid	Muzin
Ammoniumchlorid	Kaliumthiocyanat	Natriumbikarbonat	Konservierungsmittel
Kaliumphosphat	Calciumchlorid	Harnstoff	

6.4 Messergebnisse der einzelnen Proben

Tab. 21: Messergebnisse der einzelnen Proben

Testgruppe a)			Testgruppe b)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa	Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
1	31,20	4,44	11	0,00	0,00
2	0,00	0,00	12	11,00	1,57
3	12,40	1,77	13	19,80	2,82
4	7,78	1,11	14	8,72	1,24
5	0,00	0,00	15	0,00	0,00
6	11,40	1,62	16	0,55	0,08
7	21,30	3,03	17	10,60	1,51
8	6,57	0,94	18	0,00	0,00
9	0,80	0,11	19	10,00	1,42
10	17,60	2,51	20	12,10	1,72
61	0,00	0,00	71	0,00	0,00
62	0,00	0,00	72	20,60	2,93
63	2,71	0,39	73	0,00	0,00
64	0,00	0,00	74	0,00	0,00
65	2,36	0,34	75	10,10	1,44
66	7,37	1,05	76	0,00	0,00
67	10,60	1,51	77	6,13	0,87
68	2,13	0,30	78	8,53	1,21
69	0,00	0,00	79	4,37	0,62
70	8,13	1,16	80	17,80	2,54

Testgruppe b)			Kontrollgruppe a)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa	Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
21	0,00	0,00	31	3,67	0,52
22	0,00	0,00	32	4,20	0,60
23	0,00	0,00	33	13,2	1,88
24	5,72	0,81	34	9,34	1,33
25	13,00	1,85	35	19,30	2,75
26	9,95	1,42	36	19,20	2,73
27	7,59	1,08	37	1,14	0,16
28	16,30	2,32	38	7,78	1,11
29	12,00	1,71	39	0,00	0,00
30	0,00	0,00	40	26,70	13,80
81	4,05	0,58	91	24,50	3,49
82	0,00	0,00	92	2,31	0,33
83	0,00	0,00	93	34,40	4,90
84	0,59	0,08	94	15,70	2,24
85	0,95	0,14	95	19,10	2,72
86	0,00	0,00	96	6,05	0,86
87	14,40	2,05	97	0,00	0,00
88	7,34	1,05	98	13,40	1,91
89	0,00	0,00	99	26,50	3,77
90	0,00	0,00	100	36,20	5,16

Kontrollgruppe b)			Kontrollgruppe c)		
Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa	Probennummer	Kraft in N	Adhäsion in MPa
41	31,70	4,51	51	14,20	2,02
42	19,00	2,71	52	10,30	1,47
43	16,60	2,36	53	20,00	2,85
44	12,60	1,79	54	0,00	0,00
45	26,40	3,76	55	14,40	2,05
46	12,00	1,71	56	35,30	5,03
47	8,16	1,16	57	7,02	1,00
48	0,00	0,00	58	10,20	1,45
49	15,20	2,16	59	17,20	2,45
50	1,38	0,20	60	32,00	4,56
101	4,57	0,65	111	8,95	1,27
102	24,60	3,50	112	3,51	0,50
103	31,10	4,43	113	29,20	4,16
104	2,47	0,35	114	6,14	0,87
105	29,50	4,20	115	31,50	4,49
106	19,10	2,72	116	21,70	3,09
107	9,66	1,38	117	61,10	8,70
108	21,50	3,06	118	18,60	2,65
109	18,40	2,62	119	7,10	1,01
110	24,90	3,55	120	15,60	2,22

7. **Abbildungsverzeichnis**

Abb. 1: Flussdiagramm des Studienaufbaus (eigene Grafik)	18
Abb. 2: experimenteller KGIZ, Dentsply Sirona (eigenes Foto).....	20
Abb. 3: Ketac™ Cem Plus Automix (eigenes Foto).....	21
Abb. 4: Jean Wirtz PHOENIX 4000 (Jean Wirtz, Düsseldorf) / Siliziumkarbid Schleifpapier Grit 320 (P400) (Fa. Buehler, Leinfelden-Echterdingen) (eigene Fotos)	22
Abb. 5: Teflonform / Zähne vor und nach dem Einbetten mit Technovit 4004 / Trimmer HSS 88 (Wassermann, Hamburg,) (eigene Fotos)	23
Abb. 6: Zahnblock nach dem Ausbetten / Beschriftete Zahnblöcke / Proben im mit Wasser gefüllten Schälchen (eigene Fotos)	24
Abb. 7: Markiertes Metall-Stäbchen / Sandstrahler (Renfert, Hilzingen) / Edelkorund (dental bauer GmbH, Tübingen) / Ultraschallbad (BANDELIN electronic, Berlin) (eigene Fotos).....	25
Abb. 8: selbst hergestelltes Holzstück / Alloy Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Hattersheim) (eigene Fotos).....	25
Abb. 9: Belastungsgewicht / Eingespannte Proben (eigene Fotos).....	27
Abb. 10: Verbund Tape und Post-IT / zurechtgeschnittenes Tape / auf Zahnblock appliziertes Tape (eigene Fotos).....	27
Abb. 11: Probe mit halbiertem Heavy Duty Masking Tape / in Schraubstock eingespannte Probe / Kraftaufnehmer (eigene Fotos)	29
Abb. 12: an den Schraubstock herangefahrene Abschervorrichtung (eigenes Foto)	29
Abb. 13: Vergleich der Adhäsion der Versuchsgruppen	38
Abb. 14: Vergleich Testgruppe a) vs. Kontrollgruppe a)	39
Abb. 15: Vergleich Testgruppe b) vs. Kontrollgruppe b)	40
Abb. 16: Vergleich Testgruppe c) vs. Kontrollgruppe c).....	41
Abb. 17: Vergleich Versuchsgruppen a) vs. Versuchsgruppen b).....	42
Abb. 18: Vergleich Versuchsgruppen a) vs. Versuchsgruppen c).....	44
Abb. 19: Vergleich Versuchsreihen b) vs. Versuchsreihen c)	45

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Einteilung der Zahnblöcke (eigene Tabelle).....	19
Tab. 2: Scherhaftfestigkeit Testgruppe a)	32
Tab. 3: Scherhaftfestigkeit Testgruppe b)	33
Tab. 4: Scherhaftfestigkeit Testgruppe c).....	34
Tab. 5: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe a).....	35
Tab. 6: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe b).....	36
Tab. 7: Scherhaftfestigkeit Kontrollgruppe c).....	37
Tab. 8: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Kontrollgruppe a)	38
Tab. 9: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe b) und Kontrollgruppe b)	39
Tab. 10: signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe c) und Kontrollgruppe c).....	40
Tab. 11: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Testgruppe b).....	42
Tab. 12: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe a) und Kontrollgruppe b)	42
Tab. 13: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe a) und Testgruppe c)	43
Tab. 14: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe a) und Kontrollgruppe c)	43
Tab. 15: nicht signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe b) und Testgruppe c)	44
Tab. 16: nicht signifikanter Unterschied zwischen Kontrollgruppe b) und Kontrollgruppe c)	45
Tab. 17: Randomisierungstabelle der Versuchsreihenfolge.....	56
Tab. 18: Zusammensetzung experimenteller KGIZ (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland).....	57
Tab. 19: Zusammensetzung Ketac™ Cem Plus Automix (Fa. 3M)	57
Tab. 20: Zusammensetzung künstlicher Speichel (Herstellerangaben).....	57
Tab. 21: Messergebnisse der einzelnen Proben.....	58

9. Literaturverzeichnis

Almuammar M, Schulman A, Salama FS. Shear bond strength of six restorative materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2001; 25: 221-225

Alshargawi WK, Tawhari FE, Aladwani AS, Hassanein ZA, Fageeh SN, Almeshrf AW, Alamani SF, Neyaz AA, Albalbisi AW, Alsadiq BM, Alasmari AA. The effectiveness of direct versus indirect restoration techniques following canal therapy. *International Journal of Community Medicine and Public Health*, 2024; 11: 4077-4080

Anthony J. Adhesion and Cohesion. *International Journal of Dentistry*. Hindawi Publishing Cooperation, 2012

Ashutosh N, Chauhan S. Assessment of microleakage using metal modified and conventional glass-ionomer cement in permanent teeth: A comparative study. *Journal of Applied Dental and Medical Sciences*, 2019; 5: 13-17

Aydin N, Karaoglanoglu S, Aybala-Oktay E, Cetinkaya S, Erdem O. Investigation of water sorption and aluminium release from high viscosity and resin modified glass ionomer. *J Clin Exp Dent*, 2020; 12: 844-851

Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strenght of Orthodontic Brackets. *Angle Orthodontist*, 2005; 75: 832-835

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin in dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biology*, 1968

Chadwick BI, Dummer PMH, Dunstan FD, Gilmour ASM, Jones RJ, Phillips CJ, Rees J, Richmond S, Stevens J, Treasure ET. What type of Filling? Best practice in dental restorations. *Quality of Health Care*, 1999: 202

Chung KH. The properties of metal-reinforced glass ionomer materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1993; 20: 79-87

De Moor RJG, Veerbeck RMH, De Maeyer EAP. Fluoride release profiles of restorative glass ionomer formulations. *Dental Materials* 12. Elsevier, 1996: 88-95

De Witte AMJC, De Maeyer EAP, Verbeeck RMH, Martens LC. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials* 21. Elsevier, 2000: 475-482

Eren D, Özdem Özel B, Seyda Hergüner S. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013; 71: 978-938

Fábián TK, Fejérdy P, Csermely P. Chemical Biology of Saliva in Health and Disease. *Wiley Encyclopedia of Chemical Biology*, 2008

Forsten L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand J Dent Res*, 1991; 99: 241-245

Frankenberger R, Krämer N. Glasionomerzemente. Metallfreie Restaurationen. Spitta Verlag, 1999

Gayatri S, Jayalaksmi S, Krishna A, Ramaraju AV, Sajjan MC, Raju M. An overview of advances in glass ionomer cements. *International Journal of Dental Materials*, 2022; 4: 89-94

Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, 2018; 7: 275-283

Hien CN, Mount G, McIntyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. *Journal of Dentistry* 34. Elsevier, 2006: 608–613

Inoue T, Miyazaki T, Nishimura F. Tensile Strength and Durability of Bovine Dentin. *Dental Materials Journal*, 2007; 26: 348-354

Kim M, Jo D, Al Khalifah S, Yu B, Hayashi M, H. Kim R. Shear Bond Strength of Composite Diluted with Composite-Handling Agents on Dentin and Enamel. *Journal of Polymers*. MDPI 2022: 14

Kisters S. Auswirkung verschiedener Maßnahmen zur Speicheldekontamination auf den Adhäsivverbund zwischen Dentin und Komposit. Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Fachbereiches Medizin der Phillips-Universität Marburg, 2023

Knibbs PJ. Glass ionomer cement: 10 years of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1988; 15: 103-115

Kumar B, Kashyap N, Avinash A, Chevvuri R, Sagar MK, Shrikant K. The composition, function and role of saliva maintaining oral health: A review. *International Journal of Cotemporary Dental and Medical Reviews*. Cross Mark, 2017

Mickenautsch S. High-viscosity glass-ionomer cements for direct posterior tooth restorations in permanent teeth: The evident in brief. *Journal of Dentistry*. Elsevier, 2016

Park EY, Kang S. Current aspects and prospects of glass ionomer cements for clinical dentistry. *Yeungnam University Journal of Medicine*, 2020; 37: 169-178

Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002; 88: 511-515

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*, 1998; 14: 120-128

Rasmussen ST. Analysis of dental shear bond strength tests, shear or tensile?. Int. J. Adhesion and Adhesives 16. Elsevier Science Limited, 1996: 147-154

Roblegg E, Coughran A, Sirjani D. Saliva: an all-rounder of our body. European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics. Elsevier, 2019

Safar JA, Davis RD, Overton JD. Effect of Saliva contamination on the bond of dentin to resin-modified glass-ionomer cement. Open Dent, 1999; 24: 351-357

Sauerwein E. Zahnerhaltungskunde. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1985; 5: 36-40

Scibante A, Contreras-Bulnes R, Montasser MA, Vallittu PK. Orthodontics: Bracket Materials, Adhesives Systems, and Their Bond Strength. BioMed Research International Volume 2016. Hindawi Publishing Corporation, 2016

Shimazu K, Karibe H, Ogata K. Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. Dental Materials Journal, 2014; 33: 545-550

Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. Journal of functional Biomaterials. MDPI, 2016

Smith DC. Composition and characteristics of glass ionmer cements. The Journal of American Dental Association, 1990; 120: 20-22

Takai T, Hosoka K, Kambara K, Thitthaweerat S, Matsui N, Takahashi M, Kishikawa R, Nakajima M, Otsuki M, Foxton RM, Tagami J. Effect of air-drying dentin surfaces on dentin bond strength of a solvent-free one-step adhesive. Dental Materials Journal, 2012: 31; 558-563

Tjäderhane L, Carrilho MR, Breschi L, Tay FR, Pashley DH. Dentin basic structure and composition – an overview. Endodontic Topics: 2012: 20; 3-29

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface. *Journal of Dentistry* 34. Elsevier, 2006: 614-617

Vila T, Rizk AM, Sultan AS, Jabra-Rizk MA. The power of saliva: Antimicrobial and beyond. *PLoS Pathog* 2019; 15

Walls AWG, Adamson J, McCabe JF, Murray JJ. The properties of a glass polyalkenoate (ionomer) cement incorporating sintered metallic particles. *Dent Mater*, 1987; 3: 113-116

Wexler A, Hasegawa S. Relative Humidity-Temperature Relationships of Some Saturated Salt Solutions in the Temperature Range 0° to 50°C. *Journal of Research of the National Bureau of Standards*, 1954; 53: 19-26

Wilson A.D. Alumino-silicate polyacrylic acid cement. *British Polymer Journal*, 1974; 6: 165–179

Internetquellen:

Dr. Maria Giraki, 2011, Konservierende Restauration im Milchgebiss, ZWP Online, <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/endodontologie/fruehbehandlung/konservierende-restorationen-im-milchgebiss> (13.10.2024)

10. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde unter Betreuung von Prof. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm und Dr. med. dent. Joachim Schroeder durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Thomas Tigges, Dentspy Sirona und Dr. Dominik Gruper, Dentsply Sirona.

Sämtliche Versuche/Analysen wurden (nach Einarbeitung durch Anna Weber) von mir eigenständig durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig generiert / zusammengestellt.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig nach Beratung durch das Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE)

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich ChatGPT um die Lesbarkeit und Sprache des Manuskripts zu verbessern. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Passagen überprüft und bearbeitet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

11. Danksagung

Ich möchte Frau Prof. Dr. P.-M. Jervøe-Storm meinen besonderen Dank aussprechen. Sie stand mir stets mit Rat und Tat zur Seite, nahm sich immer Zeit für mich und unterstützte mich mit wertvollen Ideen und hilfreichen Hinweisen. Vielen Dank für Ihre immer freundliche und großartige Betreuung.

Ebenso danke ich Herrn Dr. J. Schroeder herzlich für seine Unterstützung beim Schreiben und bei der Organisation dieser Dissertation. Er hatte stets ein offenes Ohr für meine Fragen und stand mir jederzeit zur Seite. Ohne Ihn wäre diese Dissertation nicht verwirklicht worden.

Auch möchte ich Frau A. Weber für die Organisation der Versuchsdurchführung danken. Ohne Ihre Hilfe hätte ich diese Dissertation nicht realisieren können.

Mein Dank gilt auch der Firma Dentsply Sirona, insbesondere Herrn Dr. D. Gruber und Herrn Dr. T. Tigges. Sie haben mich bei versuchs- und produktspezifischen Fragen stets unterstützt und wertvolle Ratschläge gegeben. Zudem wäre die Durchführung der Versuche ohne die von Dentsply Sirona bereitgestellten Materialien nicht möglich gewesen.

Einen ganz besonderen Dank gilt meinen Großeltern, meinen Eltern und meiner Schwester die mich immer und überall unterstützt und begleitet haben. Sie haben mir all dies ermöglicht. Vielen Dank für alles.